Numéro d'ordre : 2004ISAL0089

Année 2004

THESE

présentée

DEVANT L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE LYON

pour obtenir

LE GRADE DE DOCTEUR

ECOLE DOCTORALE : **ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE ET AUTOMATIQUE**
SPECIALITE : **AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE**

par

Ruimark Creazzola SILVEIRA

MODÉLISATION ET CONCEPTION D'UN NOUVEAU SIMULATEUR D'ACCOUCHEMENT (BIRTHSIM) POUR L'ENTRAÎNEMENT ET L'ENSEIGNEMENT DES JEUNES OBSTÉTRICIENS ET DES SAGES-FEMMES

Soutenue le 06 Décembre 2004 devant la commission d'examen

Jury :

Maurice BETEMPS	**Professeur**	**LAI – INSA de Lyon**	**Directeur**
Florent CHAVAND	**Professeur**	**LSC – Université d'Evry**	**Examinateur**
Olivier DUPUIS	**Obstétricien**	**Hospices Civils de Lyon**	**Examinateur**
Christian LEXCELLENT	**Professeur**	**LMARC – Besançon**	**Rapporteur**
Michel de MATHELIN	**Professeur**	**LSIIT- ENSP Strasbourg**	**Rapporteur**
Tanneguy REDARCE	**Professeur**	**LAI – INSA de Lyon**	**Directeur**
Alain JUTARD	**Professeur Emérite**	**LAI – INSA de Lyon**	**Invité**

Cette thèse a été préparée au Laboratoire d'Automatique Industrielle de l'INSA de Lyon.

Novembre 2003

INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE LYON

***Directeur* : STORCK A.**

***Professeurs* :**

AMGHAR Y.	LIRIS
AUDISIO S.	PHYSICOCHIMIE INDUSTRIELLE
BABOT D.	CONT. NON DESTR. PAR RAYONNEMENTS IONISANTS
BABOUX J.C.	GEMPPM***
BALLAND B.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
BAPTISTE P.	PRODUCTIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTEMES MANUFACTURIERS
BARBIER D.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
BASKURT A.	LIRIS
BASTIDE J.P.	LAEPSI****
BAYADA G.	MECANIQUE DES CONTACTS
BENADDA B.	LAEPSI****
BETEMPS M.	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
BIENNIER F.	PRODUCTIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTEMES MANUFACTURIERS
BLANCHARD J.M.	LAEPSI****
BOISSE P.	LAMCOS
BOISSON C.	VIBRATIONS-ACOUSTIQUE
BOIVIN M. (Prof. émérite)	MECANIQUE DES SOLIDES
BOTTA H.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Développement Urbain
BOTTA-ZIMMERMANN M. (Mme)	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Développement Urbain
BOULAYE G. (Prof. émérite)	INFORMATIQUE
BOYER J.C.	MECANIQUE DES SOLIDES
BRAU J.	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Thermique du bâtiment
BREMOND G.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
BRISSAUD M.	GENIE ELECTRIQUE ET FERROELECTRICITE
BRUNET M.	MECANIQUE DES SOLIDES
BRUNIE L.	INGENIERIE DES SYSTEMES D'INFORMATION
BUFFIERE J-Y.	GEMPPM***
BUREAU J.C.	CEGELY*
CAMPAGNE J-P.	PRISMA
CAVAILLE J.Y.	GEMPPM***
CHAMPAGNE J-Y.	LMFA
CHANTE J.P.	CEGELY*- Composants de puissance et applications
CHOCAT B.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Hydrologie urbaine
COMBESCURE A.	MECANIQUE DES CONTACTS
COURBON	GEMPPM
COUSIN M.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Structures
DAUMAS F. (Mme)	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Energétique et Thermique
DJERAN-MAIGRE I.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL
DOUTHEAU A.	CHIMIE ORGANIQUE
DUBUY-MASSARD N.	ESCHIL
DUFOUR R.	MECANIQUE DES STRUCTURES
DUPUY J.C.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
EMPTOZ H.	RECONNAISSANCE DE FORMES ET VISION
ESNOUF C.	GEMPPM***
EYRAUD L. (Prof. émérite)	GENIE ELECTRIQUE ET FERROELECTRICITE
FANTOZZI G.	GEMPPM***
FAVREL J.	PRODUCTIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTEMES MANUFACTURIERS
FAYARD J.M.	BIOLOGIE FONCTIONNELLE, INSECTES ET INTERACTIONS
FAYET M. (Prof. émérite)	MECANIQUE DES SOLIDES
FAZEKAS A.	GEMPPM
FERRARIS-BESSO G.	MECANIQUE DES STRUCTURES
FLAMAND L.	MECANIQUE DES CONTACTS
FLEURY E.	CITI
FLORY A.	INGENIERIE DES SYSTEMES D'INFORMATIONS
FOUGERES R.	GEMPPM***
FOUQUET F.	GEMPPM***
FRECON L. (Prof. émérite)	REGROUPEMENT DES ENSEIGNANTS CHERCHEURS ISOLES
GERARD J.F.	INGENIERIE DES MATERIAUX POLYMERES
GERMAIN P.	LAEPSI****
GIMENEZ G.	CREATIS**
GOBIN P.F. (Prof. émérite)	GEMPPM***
GONNARD P.	GENIE ELECTRIQUE ET FERROELECTRICITE
GONTRAND M.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
GOUTTE R. (Prof. émérite)	CREATIS**
GOUJON L.	GEMPPM***
GOURDON R.	LAEPSI****.
GRANGE G. (Prof. émérite)	GENIE ELECTRIQUE ET FERROELECTRICITE
GUENIN G.	GEMPPM***
GUICHARDANT M.	BIOCHIMIE ET PHARMACOLOGIE
GUILLOT G.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
GUINET A.	PRODUCTIQUE ET INFORMATIQUE DES SYSTEMES MANUFACTURIERS
GUYADER J.L.	VIBRATIONS-ACOUSTIQUE
GUYOMAR D.	GENIE ELECTRIQUE ET FERROELECTRICITE

HEIBIG A.	MATHEMATIQUE APPLIQUEES DE LYON
JACQUET-RICHARDET G.	MECANIQUE DES STRUCTURES
JAYET Y.	GEMPPM***
JOLION J.M.	RECONNAISSANCE DE FORMES ET VISION
JULLIEN J.F.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Structures
JUTARD A. (Prof. émérite)	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
KASTNER R.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Géotechnique
KOULOUMDJIAN J. (Prof. émérite)	INGENIERIE DES SYSTEMES D'INFORMATION
LAGARDE M.	BIOCHIMIE ET PHARMACOLOGIE
LALANNE M. (Prof. émérite)	MECANIQUE DES STRUCTURES
LALLEMAND A.	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Énergétique et thermique
LALLEMAND M. (Mme)	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Énergétique et thermique
LAREAL P (Prof. émérite)	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Géotechnique
LAUGIER A. (Prof. émérite)	PHYSIQUE DE LA MATIERE
LAUGIER C.	BIOCHIMIE ET PHARMACOLOGIE
LAURINI R.	INFORMATIQUE EN IMAGE ET SYSTEMES D'INFORMATION
LEJEUNE P.	UNITE MICROBIOLOGIE ET GENETIQUE
LUBRECHT A.	MECANIQUE DES CONTACTS
MASSARD N.	INTERACTION COLLABORATIVE TELEFORMATION TELEACTIVITE
MAZILLE H. (Prof. émérite)	PHYSICOCHIMIE INDUSTRIELLE
MERLE P.	GEMPPM***
MERLIN J.	GEMPPM***
MIGNOTTE A. (Mle)	INGENIERIE, INFORMATIQUE INDUSTRIELLE
MILLET J.P.	PHYSICOCHIMIE INDUSTRIELLE
MIRAMOND M.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Hydrologie urbaine
MOREL R. (Prof. émérite)	MECANIQUE DES FLUIDES ET D'ACOUSTIQUES
MOSZKOWICZ P.	LAEPSI****
NARDON P. (Prof. émérite)	BIOLOGIE FONCTIONNELLE, INSECTES ET INTERACTIONS
NAVARRO Alain (Prof. émérite)	LAEPSI****
NELIAS D.	LAMCOS
NIEL E.	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
NORMAND B.	GEMPPM
NORTIER P.	DREP
ODET C.	CREATIS**
OTTERBEIN M. (Prof. émérite)	LAEPSI****
PARIZET E.	VIBRATIONS-ACOUSTIQUE
PASCAULT J.P.	INGENIERIE DES MATERIAUX POLYMERES
PAVIC G.	VIBRATIONS-ACOUSTIQUE
PECORARO S.	GEMPPM
PELLETIER J.M.	GEMPPM***
PERA J.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Matériaux
PERRIAT P.	GEMPPM***
PERRIN J.	INTERACTION COLLABORATIVE TELEFORMATION TELEACTIVITE
PINARD P. (Prof. émérite)	PHYSIQUE DE LA MATIERE
PINON J.M.	INGENIERIE DES SYSTEMES D'INFORMATION
PONCET A.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
POUSIN J.	MODELISATION MATHEMATIQUE ET CALCUL SCIENTIFIQUE
PREVOT P.	INTERACTION COLLABORATIVE TELEFORMATION TELEACTIVITE
PROST R.	CREATIS**
RAYNAUD M.	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Transferts Interfaces et Matériaux
REDARCE H.	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
RETIF J-M.	CEGELY*
REYNOUARD J.M.	UNITE DE RECHERCHE EN GENIE CIVIL - Structures
RICHARD C.	LGEF
RIGAL J.F.	MECANIQUE DES SOLIDES
RIEUTORD E. (Prof. émérite)	MECANIQUE DES FLUIDES
ROBERT-BAUDOUY J. (Mme) (Prof. émérite)	GENETIQUE MOLECULAIRE DES MICROORGANISMES
ROUBY D.	GEMPPM***
ROUX J.J.	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON – Thermique de l'Habitat
RUBEL P.	INGENIERIE DES SYSTEMES D'INFORMATION
SACADURA J.F.	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON - Transferts Interfaces et Matériaux
SAUTEREAU H.	INGENIERIE DES MATERIAUX POLYMERES
SCAVARDA S. (Prof. émérite)	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
SOUIFI A.	PHYSIQUE DE LA MATIERE
SOUROUILLE J.L.	INGENIERIE INFORMATIQUE INDUSTRIELLE
THOMASSET D.	AUTOMATIQUE INDUSTRIELLE
THUDEROZ C.	ESCHIL – Equipe Sciences Humaines de l'Insa de Lyon
UBEDA S.	CENTRE D'INNOV. EN TELECOM ET INTEGRATION DE SERVICES
VELEX P.	MECANIQUE DES CONTACTS
VERMANDE P. (Prof émérite)	LAEPSI
VIGIER G.	GEMPPM***
VINCENT A.	GEMPPM***
VRAY D.	CREATIS**
VUILLERMOZ P.L. (Prof. émérite)	PHYSIQUE DE LA MATIERE

***Directeurs de recherche C.N.R.S.* :**

BERTHIER Y.	MECANIQUE DES CONTACTS
CONDEMINE G.	UNITE MICROBIOLOGIE ET GENETIQUE
COTTE-PATAT N. (Mme)	UNITE MICROBIOLOGIE ET GENETIQUE
ESCUDIE D. (Mme)	CENTRE DE THERMIQUE DE LYON

FRANCIOSI P.	GEMPPM***
MANDRAND M.A. (Mme)	UNITE MICROBIOLOGIE ET GENETIQUE
POUSIN G.	BIOLOGIE ET PHARMACOLOGIE
ROCHE A.	INGENIERIE DES MATERIAUX POLYMERES
SEGUELA A.	GEMPPM***
VERGNE P.	LaMcos

***Directeurs de recherche I.N.R.A.* :**

FEBVAY G.	BIOLOGIE FONCTIONNELLE, INSECTES ET INTERACTIONS
GRENIER S.	BIOLOGIE FONCTIONNELLE, INSECTES ET INTERACTIONS
RAHBE Y.	BIOLOGIE FONCTIONNELLE, INSECTES ET INTERACTIONS

***Directeurs de recherche I.N.S.E.R.M.* :**

KOBAYASHI T.	PLM
PRIGENT A.F. (Mme)	BIOLOGIE ET PHARMACOLOGIE
MAGNIN I. (Mme)	CREATIS**

* ***CEGELY***	*CENTRE DE GENIE ELECTRIQUE DE LYON*
** ***CREATIS***	*CENTRE DE RECHERCHE ET D'APPLICATIONS EN TRAITEMENT DE L'IMAGE ET DU SIGNAL*
GEMPPM	*GROUPE D'ETUDE METALLURGIE PHYSIQUE ET PHYSIQUE DES MATERIAUX*
****LAEPSI***	*LABORATOIRE D'ANALYSE ENVIRONNEMENTALE DES PROCEDES ET SYSTEMES INDUSTRIELS*

INSA de Lyon
Écoles Doctorales

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
	CHIMIE DE LYON	M. Denis SINOU Université Claude Bernard Lyon 1 Lab Synthèse Asymétrique UMR UCB/CNRS 5622 Bât 308 2ème étage 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.44.81.83 sinou@univ-lyon1.fr
E2MC	**ECONOMIE, ESPACE ET MODELISATION DES COMPORTEMENTS**	M. Alain BONNAFOUS Université Lyon 2 14 avenue Berthelot MRASH Laboratoire d'Economie des Transports 69363 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.69.72.76 Alain.Bonnafous@mrash.fr
E.E.A.	**ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE**	M. Daniel BARBIER INSA DE LYON Laboratoire Physique de la Matière Bâtiment Blaise Pascal 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.64.43 Daniel.Barbier@insa-lyon.fr
E2M2	**EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION** http://biomserv.univ-lyon1.fr/E2M2	M. Jean-Pierre FLANDROIS UMR 5558 Biométrie et Biologie Evolutive Equipe Dynamique des Populations Bactériennes Faculté de Médecine Lyon-Sud Laboratoire de Bactériologie BP 1269600 OULLINS Tél : 04.78.86.31.50 Jean-Pierre.Flandrois@biomserv.univ-lyon1.fr
EDIIS	**INFORMATIQUE ET INFORMATION POUR LA SOCIETE** http://www.insa-lyon.fr/ediis	M. Lionel BRUNIE INSA DE LYON EDIIS Bâtiment Blaise Pascal 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.60.55 lbrunie@if.insa-lyon.fr
EDISS	**INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE** **http://www.ibcp.fr/ediss**	**M. Alain Jean COZZONE** **IBCP (UCBL1)** 7 passage du Vercors 69367 LYON Cedex 07 Tél : 04.72.72.26.75 cozzone@ibcp.fr
	MATERIAUX DE LYON http://www.ec-lyon.fr/sites/edml	M. Jacques JOSEPH Ecole Centrale de Lyon Bât F7 Lab. Sciences et Techniques des Matériaux et des Surfaces 36 Avenue Guy de Collongue BP 163 69131 ECULLY Cedex Tél : 04.72.18.62.51 Jacques.Joseph@ec-lyon.fr
Math IF	**MATHEMATIQUES ET INFORMATIQUE FONDAMENTALE** http://www.ens-lyon.fr/MathIS	M. Franck WAGNER Université Claude Bernard Lyon1 Institut Girard Desargues UMR 5028 MATHEMATIQUES Bâtiment Doyen Jean Braconnier Bureau 101 Bis, 1er étage 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43.27.86 wagner@desargues.univ-lyon1.fr
MEGA	**MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE** http://www.lmfa.ec-lyon.fr/autres/MEGA/index.html	M. François SIDOROFF Ecole Centrale de Lyon Lab. Tribologie et Dynamique des Systêmes Bât G8 36 avenue Guy de Collongue BP 163 69131 ECULLY Cedex Tél :04.72.18.62.14 Francois.Sidoroff@ec-lyon.fr

Table de Matières

Table de Matières **7**

Introduction générale **12**

Chapitre 1 - L'accouchement eutocique **16**
1.1 - Obstétrique 18
1.1.1 - Introduction 18
1.1.2 - L'histoire de l'accouchement 18
1.2 - Accouchement : anatomie et physiologie 20
1.2.1 - Introduction 20
1.2.2 - Les organes de l'accouchement 20
1.2.2.1 - Les organes internes 21
1.2.2.2 - Les organes externes 22
1.2.3 - Le bassin maternel 23
1.2.4 - Muscles du plancher périnéal 25
1.2.5 - La tête du nouveau-né 26
1.2.5.1 - Géométrie 27
1.2.6 - Conclusion 28
1.3 - Phases de l'accouchement 28
1.3.1 - Introduction 28
1.3.2 - La dilatation 28
1.3.3 - L'expulsion. 29
1.3.4 - La délivrance. 29
1.4 - Les contractions utérines 30
1.4.1 - Physiologie 30
1.4.2 - Description de la contraction utérine 30
1.4.3 - Définitions 30
1.4.4 - Valeurs normales 31
1.4.5 - Forme des C.U. 32
1.4.6 - La Force Expulsive Automatique (FEA) ie C.U. 32
1.4.7 - La Force Expulsive Volontaire (FEV) ie efforts expulsifs 33
1.4.8 - Synchronisation des forces expulsives notion de Force Expulsive Totale (FET) 34
1.4.9 - Conclusion 34
1.5 - L'accouchement eutocique 34
1.5.1 - Introduction 34
1.5.2 - Engagement de la tête fœtale 35
1.5.3 - Descente de la tête fœtale 36
1.5.4 - Période d'expulsion 36
1.5.4.1 - Phénomènes mécaniques pendant le dégagement 37
1.5.4.2 - Durée de la période d'expulsion 37

1.5.5 - Positions et présentations de la tête fœtale 38
1.5.5.1 - Positions 38
1.5.5.2 - Présentation du sommet 39
1.6 - Conclusion 40

Chapitre 2 - Accouchement instrumental 41
2.1 - Les forceps 43
2.1.1 - Introduction 43
2.1.2 - Historique 43
2.1.2.1 - Etymologie 43
2.1.2.2 - L'évolution des forceps 44
2.1.3 - Forceps actuels 45
2.1.3.1 - Forceps Tarnier (1877) 45
2.1.3.2 - Forceps Suzor 46
2.1.3.3 - Forceps de Pajot (1861) 46
2.1.4 - Caractéristiques et classification des forceps 47
2.1.4.1 - Classification 47
2.2 - Les complications des accouchements par forceps 48
2.2.1 - Introduction 48
2.2.2 - Physiopathologie des accidents d'extractions par forceps. 48
2.2.2.1 - Erreurs potentiellement responsables 48
2.2.3 - Lésions maternelles 50
2.2.4 - Lésions fœtales 51
2.2.5 - Conclusion 52
2.3 - L'accouchement par forceps 53
2.3.1 - Introduction 53
2.3.2 - Conditions d'utilisation du forceps 53
2.3.3 - Les indications d'application du forceps 53
2.3.4 - Technique du forceps 54
2.3.5 - Procédures d'application de forceps 60
2.3.6 - Conclusion 61
2.4 - L'accouchement par ventouse 61
2.4.1 - Introduction 62
2.4.2 - Appareillage et mode d'emploi 62
2.4.3 - Indications, contre-indications, incidents et accidents 63
2.4.4 - Technique 63
2.4.5 - Conclusion 63
2.5 - L'accouchement aujourd'hui en France 63
2.5.1 - Introduction 63
2.5.2 - Patientes et méthodes 64
2.5.3 - Résultats 64
2.5.4 - Motivation 65
2.6 - Forceps instrumentés 67
2.6.1 - Introduction 67
2.6.2 - État de l'art 67
2.7 - Conclusion 69

Chapitre 3 - Simulateurs médicaux 70
3.1 - Introduction 72
3.1.1 - Historique 72

3.2 - Simulateurs d'entraînement à la conduite ou des moyens de transport 72
3.3 - Simulateurs médicaux 74
3.3.1 - Introduction 74
3.3.2 - Simulateurs pédagogiques d'actes médicaux 74
3.3.3 - Apport des nouvelles technologies 75
3.3.4 - Avantages de la formation sur simulateurs 75
3.4 - Classification des simulateurs médicaux 76
3.4.1 - Classification par Catégories 77
3.4.1.1 - Simulateur d'environnement ou d'immersion complet (SEC) 77
3.4.1.2 - Simulateur d'entraînement partiel de tâches (SEPT) ou Simulateur d'immersion Partielle (SIP) 78
3.4.1.3 - Simulateur d'enseignement assisté par ordinateur (SEAO) 78
3.4.2 - Classification par Générations 79
3.4.2.1 - Simulateurs de première génération 79
3.4.2.2 - Simulateurs de deuxième génération 79
3.4.2.3 - Les simulateurs de troisième génération 80
3.4.3 - Nouvelle classification des simulateurs médicaux 80
3.4.3.1 - Simulateurs Anatomiques (SA) 80
3.4.3.2 - Simulateurs Virtuels (SV) 81
3.4.3.3 - Simulateurs Virtuels avec Retour d'Effort (SVRE) 81
3.4.3.4 - Simulateurs Anatomiques Instrumentés et/ou Virtuels (SAIV) 82
3.5 - Simulateurs chirurgicaux 82
3.5.1 - Introduction 82
3.5.2 - Simulateurs d'interventions chirurgicales 82
3.5.2.1 - Simulateurs de Laparoscopie 82
3.5.3 - Simulateurs d'observation 86
3.5.4 - Simulateurs dans d'autres domaines médicaux 89
3.5.5 - Autres Simulateurs 92
3.5.6 - Conclusion 93
3.6 - Simulateurs d'accouchements 94
3.6.1 - Introduction 94
3.6.2 - Le premier simulateur d'accouchement de l'ère moderne ? 94
3.6.3 - Simulateurs d'accouchements Anatomiques 96
3.6.4 - Simulateurs d'accouchement Virtuels 96
3.6.5 - Simulateurs d'accouchement Virtuels avec Retour d'Effort 97
3.6.6 - Simulateurs d'accouchement Anatomiques Instrumentés et/ou Virtuels. 98
3.6.6.1 - Le simulateur « Dynamic Childbirth Simulator » 98
3.6.6.2 - Simulateur « sholder dystocia birth model (SDBM) » 98
3.6.6.3 - Simulateur d'accouchement Noelle [GAUMARD 04] 98
3.6.6.4 - Simulateur d'accouchement : Geburtensimulator 99
3.6.7 - Conclusion 101

Chapitre 4 - Simulateur d'accouchement : BirthSIM 104
4.1 - Introduction 106
4.2 - Simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement : BirthSIM. 107
4.2.1 - Introduction 107
4.2.2 - Caractéristiques du BirthSIM. 108
4.3 - Procédures d'accouchement 110
4.4 – Les différentes parties du BirthSIM 114
4.5 - Partie mécanique 116

4.5.1 - La tête du nouveau-né 117
4.5.1.1 - La reconstruction des modèles en 3D 117
4.5.1.2 - Conception du mannequin du crâne. 121
4.5.2 - Le bassin maternel 122
4.5.2.1 - Bassin virtuel 122
4.5.2.2 - Mannequin du bassin. 124
4.5.3 - Forceps instrumentés 124
4.5.3.1 - Forceps instrumenté par cellules actives. 124
4.5.3.2 - Le forceps instrumenté avec des capteurs miniBird. 130
4.5.4 - Support mécanique mobile. 134
4.6 – Résalisations pneumatiques 136
4.6.1 - Muscles pelviens 136
4.6.2 - Actionneur pneumatique 138
4.7 - Partie Réalité Virtuelle 140
4.8 - Conclusion 141

Chapitre 5 – Validation et expérimentations du BirthSIM 143
5.1 - Validation du BirthSIM avec les essais par le toucher vaginal 145
5.1.1 - Introduction 145
5.1.2 - Répétabilité du capteur miniBird 146
5.1.3 - Calibrage des positions des épines sciatiques du bassin maternel 146
5.1.4 - Calibrage de la tête fœtale par rapport aux épines sciatiques 147
5.1.5 - Protocole expérimental 148
5.1.6 - Analyse des résultats sur le toucher vaginal. 149
5.1.7 - Conclusion 150
5.2 - Partie réalité virtuelle du simulateur BirthSIM 150
5.2.1 - Système d'acquisition de l'expérimentation 151
5.2.2 - Modèles 3D 152
5.2.4 - Protocole expérimental 154
5.2.5 - Conclusion 164
5.3 – Simulation de l'accouchement sans extraction (eutocique) 164
5.3.1 - Conclusion 165
5.4 - Exemples de quelques manipulations réalisés avec le BirthSIM 165

Conclusion générale 167

Lexique 170

Références Bibliographiques 171

Annexe A : Variétés des présentations 188

Annexe B : Réflexion sur l'application symétrique des forceps 193

Annexe C : Procédures d'extraction par forceps dans différentes présentations 198

Annexe D : Questionnaire de l'enquête AURORE 208

Annexe E : Simulateurs médicaux 209

Annexe F : Propriétés mécaniques des matériaux 214

Annexe G : Simulation des efforts symétriques et asymétriques sur le modèle en éléments finis (MEF) du crâne 219

Annexe H : Reconstruction 3D du crâne fœtale avec la méthode du maillage direct. ... 224

Annexe I : Reconstruction 3D du crâne avec la méthode des lignes moyennes..... 226

Introduction générale

Le projet est né en juin 2001, à l'initiative du **Docteur Oliver Dupuis**, obstétricien à l'Hôpital de la Croix Rousse (Lyon). L'origine du projet était de réaliser un outil de préhension qui pourrait assure un accouchement sans accident.

Dans le but de valider ce nouveau type de préhenseur, il y a eu la nécessité de démarrer le projet BirthSIM. Ainsi, pour résoudre cette problématique, une maquette expérimentale du simulateur accouchement (BirthSIM) est créée avec une **étroite coopération entre le médecin et le chercheur.** Ce projet est mené conjointement par les Hospices Civils de Lyon et l'INSA de Lyon (Institut National des Sciences Appliquées).

La naissance a été toujours l'un des moments les plus périlleux de la vie de chaque être humain. Même avec l'amélioration dans le domaine de l'hémorragie et de l'infection maternelle, l'accouchement reste toujours un acte très préoccupant pour les mères.

Actuellement, les obstétriciens et les sages femmes suivent d'abord une période de formation purement théorique qui abouti directement à la pratique en salle d'accouchement. Aucun système complet de simulation permet d'apprendre à surveiller la descente de la position de la tête fœtale, ni de former les médecins aux extractions instrumentales (**forceps et ventouses**) par voie basse et aux manœuvres manuelles qui doivent être réalisées en urgence dans un contexte de stress très important. L'urgence, la rareté et l'aspect vital de certaines manœuvres rendent l'utilisation d'un **simulateur fonctionnel d'accouchement** précieux pour l'enseignement.

Dans l'objectif de modéliser et représenter les systèmes réels, les chercheurs ont de plus en plus réalisé et inventé de simulateurs plus ou moins complexes Les techniques de simulation permettent ainsi de prévoir le comportement de systèmes physiques.

La plupart des simulateurs d'apprentissage et d'entraînement ont pratiquement les mêmes caractéristiques. Ils ont un **système de mouvement** pour reproduire les sensations dynamiques et un **système de visualisation** pour permettre à l'homme d'être immergé et interagi dans l'environnement de la simulation (***partie mécanique et partie virtuelle***). Le concept d'apprentissage et d'entraînement sur ces simulateurs permet une augmentation de la sécurité, un gain de temps et d'argent pour les formations.

La **simulation médicale** est un art ancien, mais une science nouvelle dans le monde de la recherche. Les technologies employées dans d'autres disciplines sont maintenant appliquées dans le développement des *simulateurs médicaux*. La communauté médicale est très appliquée dans la création et l'amélioration des nouveaux simulateurs. Ces simulateurs devraient ensuite être incorporés dans les cours de formation de l'obstétrique et de la gynécologie.

Chaque année des simulateurs incluant la **réalité virtuelle** deviennent de plus en plus réalistes et avec des coûts moins importants. Il paraît possible qu'avant d'avoir leur diplôme les étudiants en obstétrique et en gynécologie aient à passer un certificat de formation sur simulateur. Par exemple, à la place de décrire sur une copie d'examen une extraction par forceps en position occipito-pubienne, l'étudiant doit montrer sur un simulateur d'accouchement l'extraction par forceps. Par l'intermédiaire des simulateurs, la formation pourrait améliorer les compétences des médecins accoucheurs.

Dans ce mémoire nous décrirons un nouveau type de simulateur fonctionnel d'accouchement, le **BirthSIM**, testé à Lyon en collaboration avec l'hôpital de la Croix Rousse.

Comme nous développerons dans le chapitre 3, le BirthSIM est un simulateur anatomique instrumenté et/ou virtuel : c'est un *simulateur actif*. Ses caractéristiques principales sont :

- un **système de visualisation** qui permet de connaître la localisation précise de la tête fœtale et des instrument obstétricaux (forceps et ventouse) dans un environnement virtuel qui a pour but de faciliter l'enseignement des techniques d'extraction instrumentale ;
- une **interface fonctionnelle** (les muscles pelviens) qui simule les contacts entre la tête fœtale et le bassin maternel ;
- un **système de positionnement automatique** qui permet de simuler la mise en position de la tête, les contractions utérines et les efforts expulsifs ;
- des **mannequins anthropomorphes anatomiques** qui comprennent d'une part un modèle de bassin maternel et d'autre part un modèle de tête fœtale.

Le BirthSIM a pour vocation de faciliter l'apprentissage des interventions obstétricales. Il permettra aux jeunes obstétriciens de s'initier sur des patientes « *virtuelles* », qui sont toujours disponibles et sans les mettre en danger. La formation sur simulateur pourra s'inscrire dans le cursus habituel d'un jeune docteur mais ne prétend pas s'y substituer.

Le BirthSIM a été validé par des médecins accoucheurs des Hôpitaux de Lyon et de Paris. L'utilisation du BirthSIM permet :

- d'évaluer le diagnostique de hauteur de la présentation (niveau de descente et type de présentation de la tête fœtale) ;
- d'enseigner sans danger les techniques obstétricales et de vérifier les compétences des sages femmes et des médecins avant de permettre la prise de responsabilité en salle d'accouchement ;
- aux chercheurs et ingénieurs de disposer d'un banc d'essai pour valider de nouvelles procédures ou instruments (forceps instrumenté avec cellule gonflable et en matériaux non magnétique, …).
- de faire assister les parturientes à un accouchement virtuel et de les préparer à leur propre accouchement ;

Les retombées cliniques et scientifiques d'une telle étude sont: la diminution du nombre d'accidents lors d'un accouchement par forceps, l'apprentissage du choix de la voie d'accouchement, l'amélioration de l'enseignement et la participation à la prévention par l'instrumentation biomédicale intelligente.

Le mémoire que nous présentons ici est constitué d'une étude détaillée de la problématique abordée, tant d'un point de vue médical que d'un point de vue robotique.

Le **premier chapitre** de ce mémoire présente un état de l'art sur l'accouchement eutocique. Après un bref rappel de l'histoire de l'obstétrique nous décrirons plus précisément l'anatomie et la physiologie des organes pelvi-génitaux maternels et de la tête fœtale. Un autre paragraphe décrit l'accouchement eutocique: description de ces différentes étapes, dès la contraction utérine, jusqu'au diagnostique d'engagement de la tête fœtale. Ce chapitre permettra de pré-établir un cahier des charges pour l'outil de formation et entraînement aux accouchements.

Afin de comprendre les accouchements par extraction instrumentale, **le deuxième chapitre** est consacré à la technique et problématique des accouchements par instruments obstétricaux. En France, en 2003, 11.2 % des naissances se font par extractions instrumentales [DUPUIS 03b]. Dans le premier paragraphe nous rappellerons l'origine des forceps obstétriques, les différents types d'instruments utilisés depuis le premier conçu par Chamberlen et la méthode d'extraction.

Il est important de souligner qu'il existe un continuum entre l'accouchement eutocique et l'accouchement instrumental. Ainsi l'accouchement instrumental « idéal » devrait reproduire très exactement un accouchement eutocique. Nous insistons plus particulièrement sur les concepts biomécanique relatifs à l'application du forceps. Nous décririons aussi les principaux accidents néonataux et maternels qui peuvent être causés par l'utilisation de cet instrument. Et enfin pour terminer ce chapitre nous présenterons l'état de l'art sur les forceps instrumentés et leur utilisation sur un banc d'essai pour l'enseignement des techniques obstétricales.

Le **troisième chapitre** introduit les différents types de simulateurs médicaux existant dans le monde. Ce chapitre permet aussi de souligner les différents domaines d'utilisation des simulateurs médicaux dans le monde de la recherche et de l'industrie. Nous décrirons par la suite une première classification des simulateurs médicaux. Nous détaillerons l'intérêt de la simulation dans le domaine chirurgical ainsi que les avantages d'apprendre, par l'intermédiaire de simulateurs les techniques médicales.

Nous proposons une nouvelle classification pour permettre de regrouper de façon plus détaillée les simulateurs médicaux. Dans les paragraphes suivants nous exposerons l'état de l'art sur les simulateurs d'accouchements et nous formulons les différents critères et contraintes à prendre en considération pour la conception de notre simulateur.

Le **quatrième chapitre** présente la conception, le développement et la modélisation du BirthSIM. Dans un premier paragraphe nous exposerons le cahier de charges établi en coopération avec l'obstétricien. Nous décrirons ensuite les procédures qui pourront être appliquées sur le simulateur, et pour finaliser nous décrirons en détail les composants du simulateur ; la partie mécanique, la partie pneumatique, la partie électronique et enfin la partie *réalité virtuelle*.

Dans ce chapitre nous décrirons aussi les différentes méthodes utilisées pour la reconstruction 3D des principaux éléments du BirthSIM. La partie *réalité virtuelle* du BirthSIM utilise les modèles numériques 3D du crâne, du bassin osseux et des forceps.

Nous exposerons les résultats des validations et des essais dans le **cinquième chapitre.** Les premiers essais portent sur la validation du BirthSIM par 57 obstétriciens dans 6 différents services de gynécologie et obstétrique des hôpitaux de Lyon et Paris. Le

paragraphe suivant montre les premières expériences sur BirthSIM par rapport à l'enseignement avec l'aide des modèles 3D. Nous présenterons les essais de pose de forceps et la visualisation des résultats dans la partie *réalité virtuelle*. Enfin nous exposerons les premiers résultats de l'asservissement en position de la tête fœtale ainsi que la simulation d'un accouchement eutocique selon le cahier de charges établi dans le quatrième chapitre.

Chapitre 1 - L’accouchement eutocique[1]

[1] c’est un accouchement avec une physiologie normale.

Ce chapitre est consacré à la présentation de l’accouchement eutocique. Après un bref rappel de l’histoire de l’accouchement et de l’obstétrique nous décrirons l’anatomie et la physiologie des organes pelvi-génitaux maternels et de la tête fœtale qui seront modélisés dans notre simulateur. L’accouchement eutocique est ensuite détaillé : description de ces différentes étapes, de la contraction utérine, au diagnostic d’engagement de la tête fœtale.

L’objectif principal de ce chapitre est d’établir les principaux paramètres qui seront utilisés pour déterminer le cahier des charges pour l’outil de formation et entraînement aux accouchements.

1.1 - Obstétrique

1.1.1 - Introduction

La *Gynécologie et l’Obstétrique* est une spécialité vaste et complexe. La gynécologie est une discipline médico-chirurgicale qui s’intéresse à la physiologie et à la pathologie du système génital féminin, aussi bien qu’à l'endocrinologie et à la physiologie de la reproduction. L’obstétrique est une spécialité médico-chirurgicale qui s’intéresse à la santé des femmes pendant la grossesse, à ***l’accouchement*** et aux suites de couche [MAVEL 90].

Contrairement à la gynécologie, l’obstétrique s’intéresse non seulement à la santé de la femme mais aussi à celle du fœtus. Elle appartient aux spécialités périnatales comme la néonatologie ou le transport néonatal. Avant la deuxième guerre mondiale, deux problèmes préoccupaient les accoucheurs : l’hémorragie et l’infection maternelle. La découverte de la Pénicilline par Flemming peu après la deuxième guerre mondiale et la découverte des méthodes d’asepsie par Semmelweiss et Pasteur ont permis aux obstétriciens de s’atteler à d’autres problèmes : d’une part le confort de la mère grâce à la ***promotion de l’accouchement*** **sans douleur** et d’autre part à la **santé du fœtus et du nouveau-né** [POUCHAIN 96].

1.1.2 - L’histoire de l’accouchement

Depuis la présence des mammifères sur terre, la forme de reproduction de cette espèce est caractérisée par un accouchement spontané et sans assistance [LOMBARD 79].

Nous trouvons aussi dans la bible une large place à la grossesse et à l’accouchement, qui sont liés au péché originel (figure 1.1) : Dieu dit à la femme « J'augmenterai la souffrance de tes grossesses, tu enfanteras avec douleur….. » [DE BEAUMONT 81]. Nous pouvons définir ainsi que l’***accouchement*** est l’action de mettre au monde un enfant.

Figure 1.1 *- L’expulsion du paradis.*

Certains théologiens assimilent le « jardin d'Eden », appelé aussi « paradis terrestre », à la vie **intra-utérine**. En effet, Adam et Eve n'ont nul effort à faire pour se nourrir et le verbe

utilisé dans la bible pour signifier la sortie de ce jardin est le verbe "**expulser**", le même que celui qui est employé lors d'un ***accouchement*** où l'enfant est « expulsé » du ventre de sa mère. Une fois expulsé du jardin d’Eden, Adam et Eve pourront procréer. En effet, dès la sortie du jardin, la Bible nous dit qu'Adam prend Eve, pour femme, qu'elle conçoit et qu'elle accouche.

La lecture des registres paroissiaux donne de précieux renseignements sur les premiers instants de l'existence et montre que **la naissance** a toujours été l'un des moments les plus périlleux de la vie [ARIES 73].

Sous l'Ancien Régime la grossesse et *l’accouchement assisté* sont l'objet d'attentions particulières où le savoir-faire féminin, les superstitions populaires et le poids de la religion se mêlent étroitement [GELIS 78]. *L'**accouchement*** est une affaire de femmes, âgées de préférence ; les hommes en sont exclus, autant par décence que par incompétence. La femme accouche toujours chez elle, dans la pièce principale de sa maison, entourée de sa mère, de ses sœurs et parfois de quelques voisines. Une sage-femme, appelée aussi « matrone », l'assiste. Cette dernière était souvent désignée par une assemblée de femmes qui la choisissaient pour son expérience. La femme accouche généralement en position assise. À la fin du XVIII^{e} siècle, les manuels conseillent l'accouchement allongé. Puis, parfois, le crâne est remodelé par la sage-femme, enfin le corps est lavé dans des décoctions diverses (figure 1.2).

Figure 1.2 - *Le nouveau-né, détail d'après l'adoration des bergers par G. de la Tour, 1645.*

Dans l'occident chrétien, et jusqu'au XVII^{e} siècle, **l'art de l’accouchement** assisté était celui de la sage-femme dont la désignation latine (obstetrix) donna « obstétricie » (d'obstetricia : les fonctions de la sage-femme), aujourd'hui abandonnée au profit « d'obstétrique » [BURDEAU 94].

Au XIX^{e} siècle, l'embryotomie devint une question relevant de la nouvelle profession médicale, rigoureusement masculine : **la profession d’accoucheur apparaît.** Dans les campagnes et dans les villes, les accidents sont fréquents et provoquent des hécatombes maternels et néonatales. Le taux de mortalité des femmes âgées de vingt à trente cinq ans est alors supérieur à celui des hommes du même âge [BURDEAU 94].

1.2 - Accouchement : anatomie et physiologie

1.2.1 - Introduction

Pendant l’accouchement certains organes sont soumis à des efforts tandis que d’autres jouent un rôle fondamental pour aboutir à l’expulsion du nouveau-né. L’appareil génital féminin comprend l’utérus, les trompes, les ovaires, le vagin et la vulve (figure 1.3).

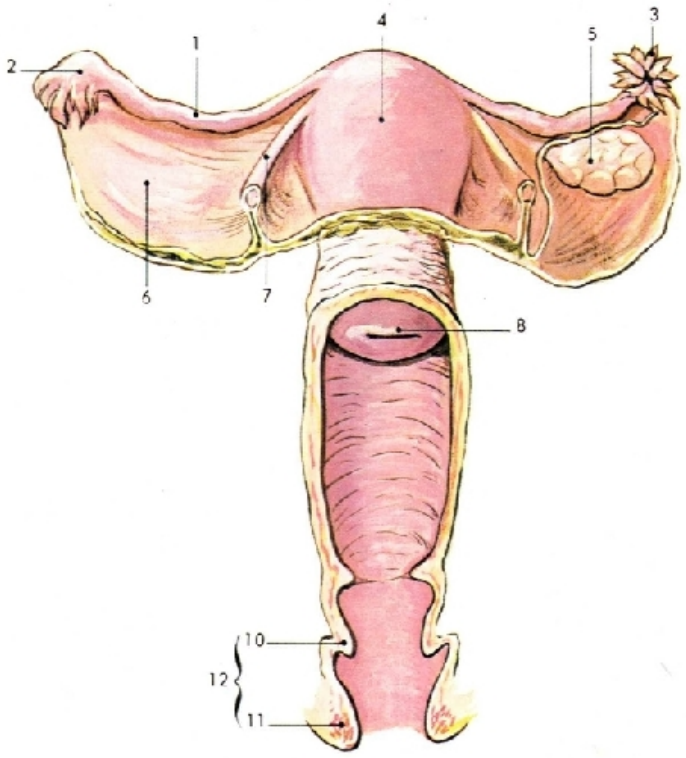


***Figure 1.3** - L’appareil génital féminin (1- Trompe, 2- Pavillon de la Trompe, 3- Franges du pavillon, 4- Corps de l’utérus, 5- Ovaire, 6- Ligament large, 7- Ligament rond, 8- Col, 10- Petites Lèvres, 11- Grande Lèvres, 12- Vulve).*

Ces organes sont complexes et déformables et plusieurs muscles interviennent lors de l’accouchement. Dans ce paragraphe, nous décrirons les principaux organes qui seront modélisés et conçus pour réaliser le simulateur d’accouchement. Ces organes sont : **l’utérus, le vagin, la vulve, les muscles pelviens, le bassin maternel et la tête du nouveau-né.**

1.2.2 - Les organes de l’accouchement

Les organes sexuels féminins sont nettement plus complexes que ceux de l'homme. Nous distinguons deux parties, les organes internes (non visibles) et les organes externes (visibles) [KAMINA 84].

1.2.2.1 - Les organes internes

UTERUS (n° 4 de la figure 1.4)

L'utérus est un organe musculaire lisse, destiné à contenir l'œuf fécondé pendant son développement et à *expulser* le **fœtus** à terme. À l'intérieur de l'utérus le fœtus est submergé par le *liquide amniotique*. La figure 1.5 montre les changements des organes internes chez une femme enceinte.

Il est situé dans la cavité pelvienne, entre la vessie et le rectum. Sa forme est celle d'un cône tronqué, à sommet inférieur, légèrement aplati d'avant en arrière. Il mesure six centimètres de long et quatre centimètres d'épaisseur. Le col s'ouvre dans le vagin. La masse musculaire est creusée d'une mince cavité, la cavité utérine.

Pendant l'accouchement, l'utérus se déforme et soumet des contraintes mécaniques. L'utérus doit à la fois s'agrandir dans des proportions considérables et renforcer sa paroi musculaire pour que la contraction des fibres utérines soit efficace au moment du travail. L'épaisseur de la paroi musculaire utérine s'accroît rapidement par hypertrophie et augmentation du nombre des fibres musculaires lisses et sa consistance se modifie (ramollissement). Au cours des derniers mois, la croissance se fera surtout par distension.

Il faut y ajouter les modifications physiologiques du muscle, caractérisées par une sensibilité et une extensibilité augmentées, et par l'apparition de contractions utérines (CU).

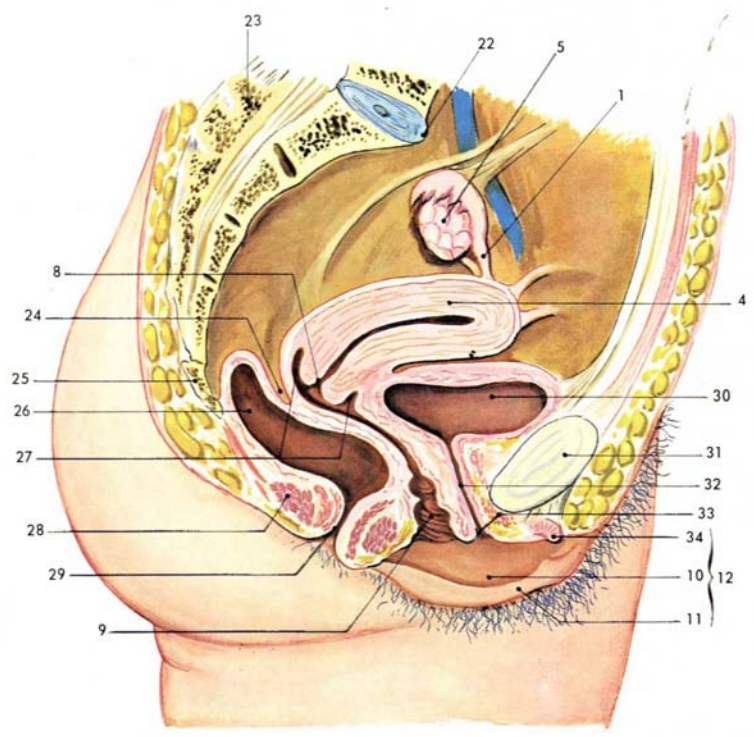


***Figure 1.4** - Les organes internes de l'accouchement (1- Trompe, 4- Corps de l'utérus, 5- Ovaire, 8- Col, 9- Vagin, 10- Petites Lèvres, 11- Grande Lèvres, 12- Vulve, 24- Cul- de- Sac de Douglas, 25- Coccyx, 26- Rectum, 27- Culs-de-sac Vaginaux, 28- Sphincter anal ,29- Anus, 30- Vessie, 31- Pubis, 32- Urètre, 33- Méat urinaire, 34- Clitoris).*

COL UTÉRIN (n° 8 de la figure 1.4)

C’est la partie basse de l’utérus, le col utérin, constitue l'orifice de l'utérus. Pendant le début de la période d’expulsion du fœtus, le col reste long et fermé à ses deux orifices.

VAGIN (n ° 9 de la figure 1.4)

Le vagin est un conduit membraneux en forme de sac aplati d’environ 80 à 100 mm au repos, qui s’étend du col utérin à la vulve. Il s’insère sur le col utérin plus loin en arrière qu’en avant, ce qui détermine un cul-de-sac postérieur, plus profond que l’antérieur. Son extrémité inférieure est fermée chez la femme vierge par l’hymen. Le vagin permet la sortie du bébé. Il est séparé de l'utérus par le col utérin. Le vagin s'ouvre à l'extérieur au niveau de la vulve.

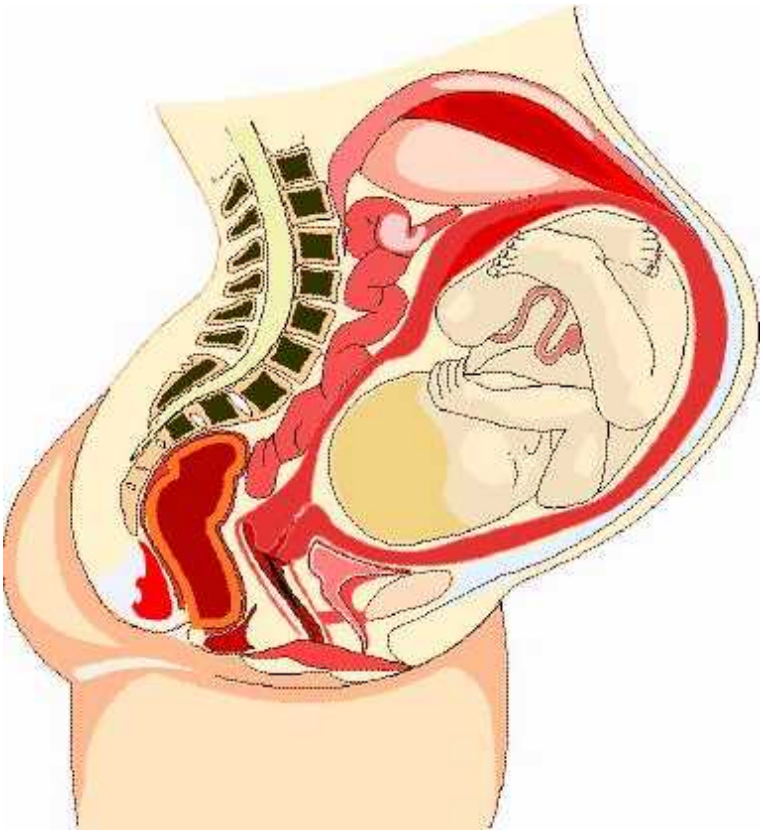


***Figure 1.5** - Les organes internes chez une femme enceinte.*

1.2.2.2 - Les organes externes

VULVE (n° 12 de la figure 1.4)

La vulve est l’ensemble des organes génitaux externes de la femme. Elle est limitée de chaque côté par deux replis cutanés : les grandes lèvres en dehors et les petites lèvres en dedans.

1.2.3 - Le bassin maternel

Le bassin maternel (figure 1.6) joue un rôle fondamental pendant l’accouchement, c’est sur lui que s’insèrent les muscles qui aideront à l’expulsion du nouveau-né. Le bassin est aussi appelé « cylindre d’engagement » [CUNNINGHAM 97] [SCHALL 98].

Figure 1.6 *- Bassin maternel.*

Les diamètres les plus importants du bassin (figure 1.7)

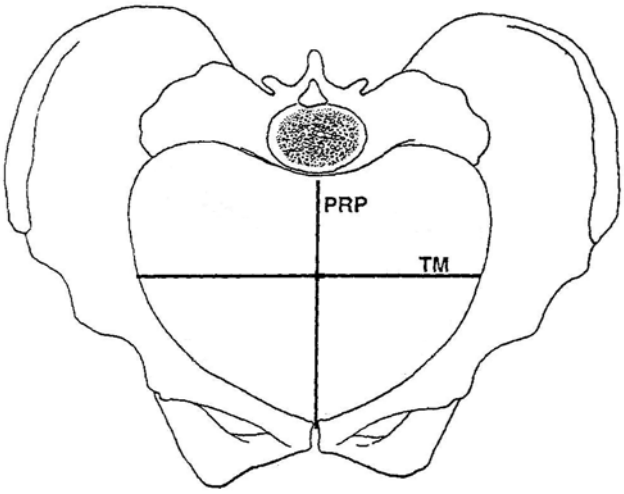


Figure 1.7 *- Diamètres principaux du bassin.*

Diamètre promonto-rétro-pubien (**PRP**) mesuré du promontoire au point le plus éminent de la face postérieure du pubis (culmen rétro-pubien), en moyenne il mesure 105 mm.

Diamètre transverse médian (**TM**) ou diamètre transverse utile du détroit supérieur ; il est mesuré à mi-distance entre le promontoire et le bord supérieur du pubis, nous trouvons en moyenne un diamètre de 115 mm.

Diamètre bisciatique (**ou bi-épineux**) : c'est la distance séparant les deux épines sciatiques, il mesure en moyenne 95 mm.

Diamètre bi-ischiatique : c'est la distance mesurée entre les face internes des deux tubérosités ischiatiques, ce diamètre est en moyenne de 90 mm.

Pendant le diagnostic d’engagement de la tête fœtale, les médecins accoucheurs et les sages-femmes doivent savoir identifier quelques repères anatomiques du bassin maternel. Un des repères le plus important pendant le toucher vaginal, ce sont les épines sciatiques. La figure 1.8 montre la localisation dans le bassin des *épines sciatiques*.

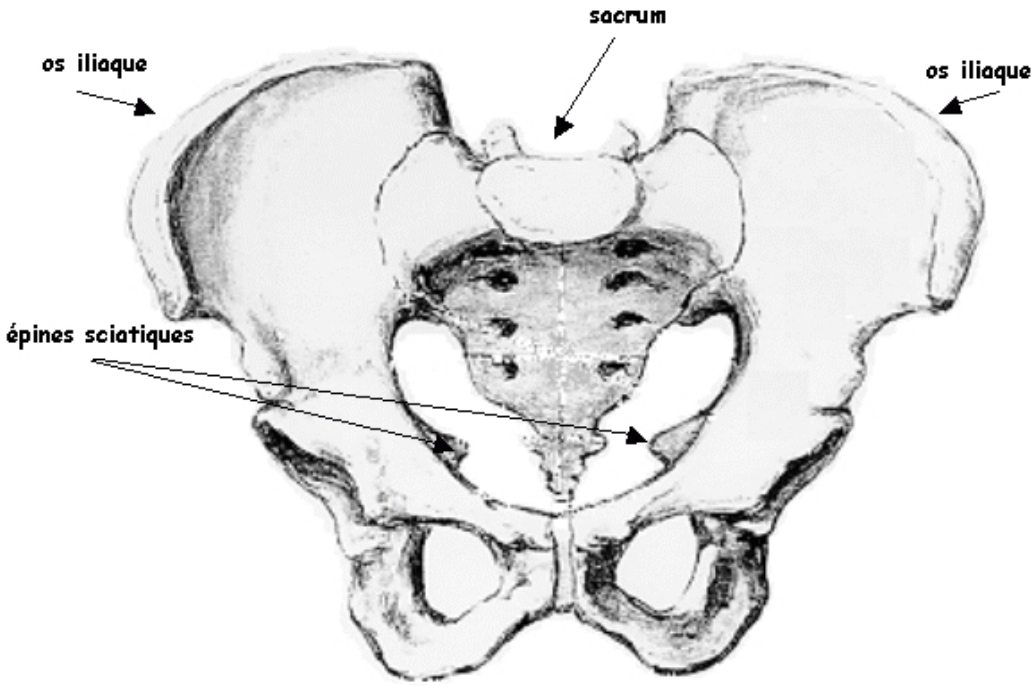


Figure 1.8 *- Les épines sciatiques.*

Le bassin osseux

La tête du nouveau-né commence par franchir l’orifice supérieur du bassin, appelé « détroit supérieur » (figure 1.9). Pour ce faire, il tourne la tête du côté droit ou gauche et fléchit la tête vers le bas (menton sur le thorax). Cette flexion de la tête permet de réduire au maximum ses dimensions à 95 mm. La malléabilité du crâne fœtal facilite également sa progression. Contrairement au crâne adulte, les os du crâne du nouveau-né ne sont pas soudés ; les fontanelles et les sutures permettent à la tête de se modeler selon la forme du bassin. Une fois le détroit supérieur franchi, le nouveau-né descend progressivement. Il effectue alors une seconde rotation pour sortir du détroit inférieur du bassin osseux [KAMINA 83].

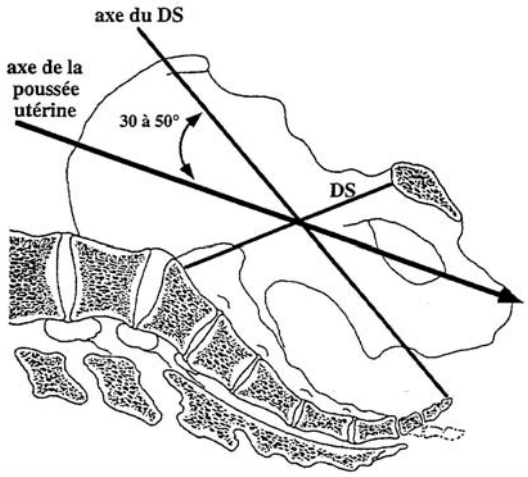


Figure 1.9 *- Détroit supérieur (DS) [MERGER 95]*

Le bassin mou

Le nouveau-né doit franchir non seulement le « bassin osseux » mais aussi le « bassin mou » qui est composé de l'ensemble des muscles du périnée. Les muscles du périnée sont très élastiques et se dilatent progressivement sous la pression conjuguée de la tête du nouveau-né [KAMINA 83] et des efforts expulsifs maternels.

1.2.4 - Muscles du plancher périnéal

Ce sont les muscles (figure 1.10) que le fœtus devra franchir, ils provoquent la *résistance à l'accouchement*. Le plancher uro-génital est constitué par les muscles des périnées moyen et superficiel (transverse superficiel, ischio-cavernaux, bulbo-cavernaux, ...).

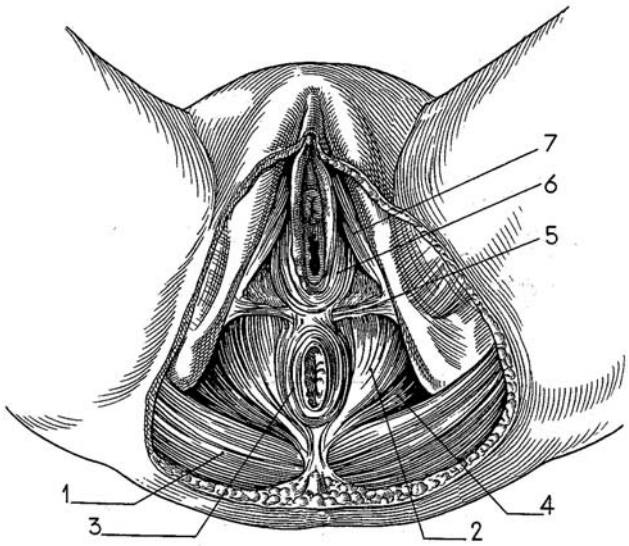


Figure 1.10 *- Plancher périnéal (1- muscle grand fessier, 2- muscle releveur de l'anus ; 3- sphincter anal ; 4- muscle ischio-coccygien ; 5- muscle tranverse superficiel du périnée ; 6- muscle bulbo-cavernaux ; 7- muscle ischio-cavernaux)[MERGER 95].*

Dans son ensemble, le plancher pelvi-périnéal se divise en :

- périnée antérieur ; qui comprend les muscles périvaginaux et périvulvaires, qui soutiennent la face postérieure du vagin.
- périnée postérieur, qui comprend en avant le muscle sphincter anal externe et en arrière le raphé ano-coccygien.

Cette disposition anatomique permet de comprendre la physiologie du périnée au cours de l'***accouchement***. Dans un premier temps, la présentation descend suivant l'axe de l'excavation, arrive sur le coccyx, qu'elle repousse en arrière. Le coccyx est refoulé en arrière or c'est sur lui que s'insère les muscles ischio-coccygiens. Le refoulement du coccyx entraîne donc l'ampliation du périnée postérieur.

1.2.5 - Le crâne du nouveau-né

Le crâne d'un nouveau-né (figure 1.11) est généralement la partie la plus grande de son corps et peut être déformé. Les os ne sont pas solidement fixés et peuvent se chevaucher lors de **l'accouchement**.

Figure 1.11 – *Le crâne d'un nouveau-né.*

Le crâne fœtal est composé (figure 1.12) de sept os : les deux os frontaux, les deux os pariétaux, les deux temporaux et l'os occipital. Ces os ne sont pas unis rigidement, mais séparés par des membranes, les sutures et les fontanelles (figure 1.13). Les fontanelles sont formées par l'intersection des sutures. Pendant l'accouchement, les fontanelles peuvent être palpées et la localisation de celles-ci donnent des informations importantes sur **la présentation et la position du fœtus.**

La face est composée d'os bien ossifiés et, en comparaison avec les os du crâne, elle est relativement rigide.

La galéa, recouvre les os de la voûte crânienne. Les os du crâne fœtal glissent ainsi entre la galéa d'une part et la dure-mère d'autre part [MERGER 95]. Les décollements sous galéales, qui peuvent survenir après certaines **extractions par ventouse**, peuvent être

volumineux et responsables de troubles de la coagulation. Ils sont donc particulièrement graves.

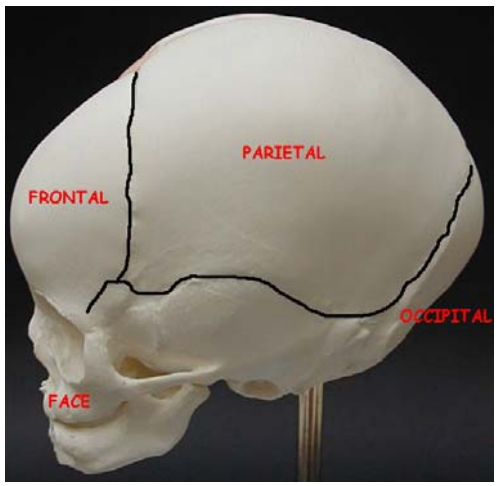


Figure 1.12 – *Le crâne fœtal est composé de quatre parties.*

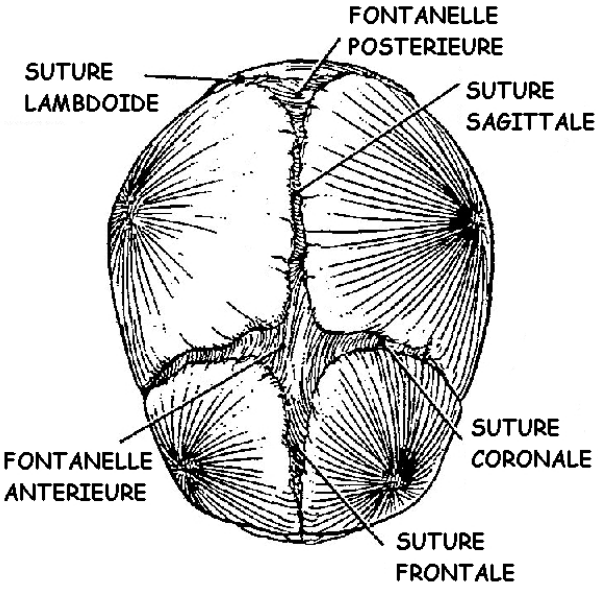


Figure 1.13 – *Le crâne du nouveau-né avec les sutures et les fontanelles.*

1.2.5.1 - Géométrie

Les os du crâne forment un ensemble unique de contraintes géométriques. Les os sont fortement courbés et minces. L’épaisseur des os du spécimen que nous avons disséqué est comprise entre 2 et 5 mm [SILVEIRA 02a] [SILVEIRA 02b].

Il est usuel de mesurer certains diamètres de la tête du nouveau-né. Les diamètres mesurés dans notre spécimen sont (figure 1.14):

- l'occipito- frontal (95 mm), qui s'étend d'un point situé juste au-dessus de la racine du nez à la partie la plus distale de l'os occipital.

- le bipariétal (83 mm) qui s'étend d'une bosse pariétale à l'autre, c'est le plus grand diamètre transversal de la tête.

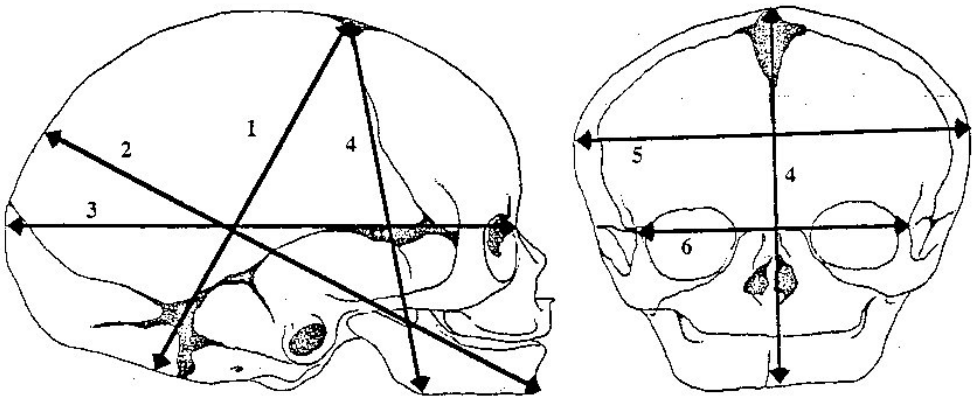


Figure 1.14 *- Diamètres de la tête du nouveau-né (1- sous-occipito-bregmatique, 2- syncipito-mentonnier, 3- occipito-frontal, 4- sous-menton-bregmatique, 5- bipariétal et 6- bitemporal) [MERGER 95].*

1.2.6 - Conclusion

L'anatomie des organes pelviens est particulièrement complexe et plusieurs organes sont sollicités pendant l'accouchement. Pour l'enseignement de l'obstétrique nous simplifierons l'anatomie et nous ne modéliserons que quatre parties anatomiques : **l'utérus, les muscles pelviens, le bassin osseux et la tête du nouveau-né.**

1.3 - Phases de l'accouchement

1.3.1 - Introduction

L'**accouchement** comprend trois phases : ***la dilatation, l'expulsion et la délivrance***. Ces phases font partie du cahier des charges du simulateur d'accouchement et permettront de réaliser la partie asservissement.

1.3.2 - La dilatation

La dilatation est la première phase de l'accouchement au cours de laquelle le col de l'utérus s'ouvre pour laisser le passage au nouveau-né [KAMINA 84]. La première phase du travail débute au moment où la femme entre en travail et se termine à son arrivée à dilatation complète. Le col de l'utérus est un muscle prodigieux : extrêmement tonique, il maintient l'utérus fermé pendant neuf mois, et s'efface complètement pour laisser passer le nouveau-né lors de l'accouchement [MERGER 95].

La dilatation est possible grâce aux **contractions utérines [2] (CU)**. En effet, les CU vont avoir pour conséquences : le raccourcissement du col (ie *effacement)*, puis son ouverture

[2] Le paragraphe 1.4 décrira de manière plus détaillé cette phase.

appelée *dilatation*. La progression de la dilatation se mesure en centimètres : de 0 à 10 cm. L’ouverture du col est progressive : elle est lente de 0 à 4 cm (phase de latence), puis plus rapide de 4 cm à 10 cm (phase active). À partir de 4 cm, la vitesse de dilatation est en moyenne de 1 cm par heure. Une fois la dilatation complète, c’est-à-dire lorsqu’elle est à 10 cm, la tête du nouveau-né peut s’engager dans le bassin. À ce moment, **l’utérus et le vagin** ne forment plus qu’un *seul tunnel* dans lequel le nouveau-né va pouvoir descendre. L’expulsion va alors commencer.

1.3.3 - L'expulsion

L’expulsion est la **seconde phase de l’accouchement**. Elle dure le plus souvent entre 30 minutes et deux heures. C’est la phase au cours de laquelle, le nouveau-né franchit le col de l’utérus et va passer à travers le bassin osseux, puis à travers le bassin mou jusqu’à la vulve. Sa durée est mesurée entre l’arrivée de la femme à dilatation complète et la naissance. Pendant cette phase, les contractions sont :

- de plus en plus rapprochées : toutes les deux minutes ;
- de plus en plus longues : elles durent près d’une minute.

Lors de l’expulsion, l’équipe médicale aide la mère pour faire coïncider **les CU et les efforts de poussée**. Lorsque la contraction débute, la mère inspire profondément pour abaisser le diaphragme. Au sommet de l’inspiration, la mère doit bloquer le souffle. Puis contracte fortement les abdominaux pour appuyer le plus possible sur le nouveau-né.

Pendant cette phase le nouveau-né s’engage dans le bassin qui est totalement inextensible. Tout au long du chemin il subit une forte pression et il franchit de nombreux obstacles **: col de l’utérus, bassin osseux, bassin mou et périnée**. La progression de la tête fœtale se fait centimètre par centimètre. La tête du nouveau-né est maintenant descendue dans la partie basse du bassin et va glisser sur le coccyx et se diriger vers la vulve dont la fente s’élargit progressivement. C’est alors qu’arrive le moment où la mère arrête de pousser, afin de laisser la tête se dégager.

1.3.4 - La délivrance

La délivrance est la troisième et dernière phase de l**’accouchement ;** elle débute au moment de la naissance et se termine lors de l’expulsion du placenta.

Environ vingt minutes après la naissance, le placenta qui n’a plus de fonction, se détache du fond de l’utérus où il était inséré. Un filet de sang forme un caillot qui s’étend entre le placenta et l’utérus, et le décolle ainsi que les membranes qui entouraient le bébé. Cette dernière phase n’est pas modélisée dans notre étude.

1.4 - Les contractions utérines

1.4.1 - Physiologie

La contraction utérine (CU) est due à l'activité d'un muscle, constituant essentiel de la paroi de l'utérus : le myomètre. C'est la **force motrice** qui permet la dilatation du col.

La paroi utérine est constituée de fibres musculaires lisses, de tissu conjonctif et de nombreux vaisseaux. La tonicité du myomètre est liée à la tension de la paroi utérine, donc aux propriétés élastiques des ses éléments. Elle s'apprécie par la mesure du tonus de base qui est la pression intra-utérine basale, en dehors des contractions. Cette activité contractile de l'utérus permet la poussée du fœtus vers le bas [PAPIERNIK 95]. Les CU sont *totales*, se propageant comme une onde du fond de l'utérus à sa partie basse ; elles sont *douloureuses* et involontaires.

1.4.2 - Description de la contraction utérine

L'enregistrement, par tocographie, permet de préciser les paramètres de la CU La courbe de pression de la CU est plus souvent asymétrique, la phase ascendante étant plus courte que la phase de relaxation [PAPIERNIK 95].

Les CU sont décrites à l'aide de plusieurs paramètres (figure 1.15). Ces sont : le tonus de base, l'intensité totale, l'intensité vraie, la fréquence et la durée des contractions [THOULON 91].

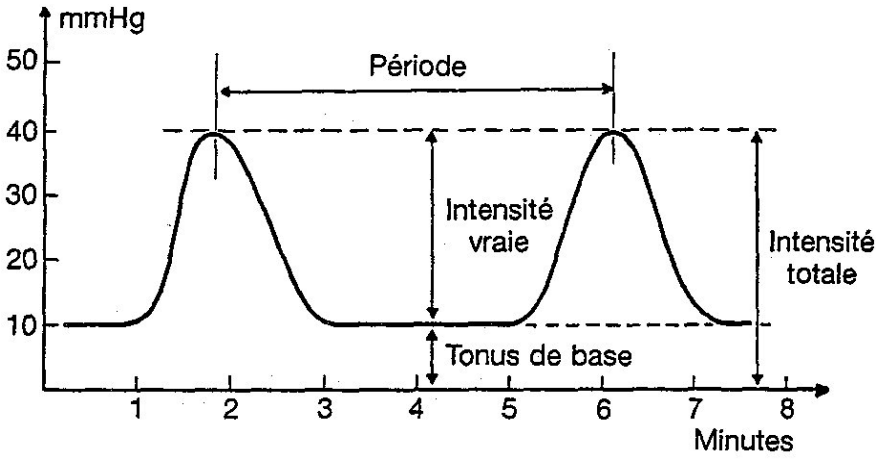


***Figure 1.15** - Contraction utérine : courbe de pression utérine et définition des paramètres.*

1.4.3 - Définitions

a) Tonus de base est la valeur de la pression minimale qui existe dans l'intervalle de deux CU (les rapports entre le tonus de base et l'activité contractile conditionne la qualité de la contraction, et par conséquent le bon déroulement du travail) [THOULON 91].

b) L'intensité totale est définie comme la pression maximale observée au sommet de l'onde contractile.

c) L'intensité vraie est définie comme la pression observée au sommet de l'onde contractile diminuée du tonus de base. Elle reflète l'efficacité de la CU.

$$\text{Intensité vraie} = \text{Intensité totale} - \text{tonus de base} \qquad (1.1)$$

d) La fréquence des contractions utérines est calculée par convention sur une période de dix minutes et est exprimée en nombre de CU par dix minutes ; pour la calculer, on mesure le temps, en secondes, qui sépare les deux sommets de deux contractions successives (P) et on rapporte ce temps (période) à 600, selon la formule :

$$\text{Fréquence théorique} = \frac{600}{P} \qquad (1.2)$$

e) Durée de la contraction est exprimée en secondes.

f) L'activité utérine est définie par le produit de l'intensité vraie par la fréquence des CU. Au cours de la grossesse, l'activité utérine est faible mais croissante [PAPIERNIK 95].

$$\text{Activité utérine} = \text{Intensité vraie} \times \text{Fréquence des CU.} \qquad (1.3)$$

1.4.4 - Valeurs normales

a) Tonus de base : La valeur du tonus de base augmente avec la dilatation. La valeur du tonus de base varie entre **2 et 13 mm Hg ([3])** (Tableau I) [THOULON 91] [PAPIERNIK 95].

b) L'intensité totale : La valeur de l'intensité totale augmente au cours du travail. *Elle varie* de **22 à 66 mm Hg.**

c) L'intensité vraie : La valeur de l'intensité vraie augmente au cours du travail. Pour une dilatation donnée, elle est plus élevée [THOULON 91].

[3] 10 mm de Hg. = 1,33 kPa.

d) La fréquence : Elle augmente au cours du travail passant de **2 à 6 par 10 minutes** à la fin de la dilatation.

e) Durée de la contraction : Sa valeur reste stable pendant la dilatation pour diminuer au cours de l'expulsion.

f) L'activité utérine : Pendant le travail, elle croît régulièrement du début jusqu'à l'expulsion, soit de 800 à 1500 kPa par 15 min.

Tableau I : Contraction utérine : valeurs normales des différents paramètres au cours du travail

	Dilatation				
	3-4 cm	**4-6 cm**	**6-8 cm**	**8-10 cm**	**expulsion**
Tonus de base (mm Hg)	5 ± 3 (*)	6 ± 4	8 ± 5	8 ± 5	9 ± 4
Intensité vraie (mm Hg)	30 ± 13	36 ± 17	39 ± 17	40 ±17	39 ± 17
Valeurs maximales de l'intensité vraie (mm Hg)	56	64	73	74	73
Intensité totale (mm Hg)	35 ± 13	42 ± 17	47 ± 17	48 ± 17	48 ± 17
Fréquence / 10 min	3.8 ± 1.7	3.7 ± 1.5	4 ± 1.6	4.1 ± 1.4	4.4 ± 1.8
Durée (s)	82 ± 31	86 ± 24	86 ± 19	83 ± 19	74 ± 16

(*) ± représente l'intervalle de confiance.

1.4.5 - Forme des C.U.

Pendant le travail le tracé le plus habituel est constitué par la succession de courbes asymétriques avec des phases ascendantes rapides et des phases descendantes plus longues, se prolongeant jusqu'au début de la CU suivante. L'utérus ne se relâche que pendant le temps bref où le tonus de base est atteint (figure 1.16) [THOULON 91] [MERGER 95].

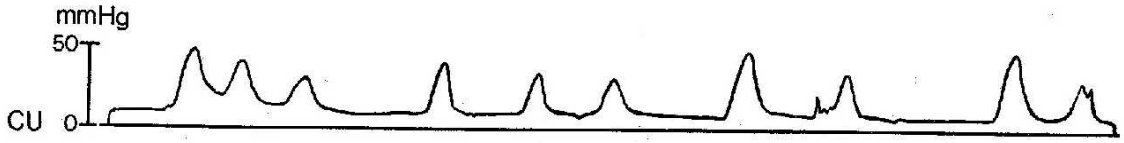


***Figure 1.16** - Contractions utérines de formes asymétriques.*

1.4.6 - La Force Expulsive Automatique (FEA) ie CU

Lors de l'expulsion, le fœtus est mû par les **CU** associé aux **efforts expulsifs** (figure 1.17). Au cours du travail la force de la CU est transmise par l'augmentation de pression dans le liquide amniotique piégé derrière le fœtus. Ce mécanisme d'entraînement peut être comparé

à un moteur hydraulique [PAPIERNIK 95], en prenant comme hypothèse que la poussée est exercée sur la plus grande section fœtale perpendiculaire à l'axe de l'utérus (figure 1.9).

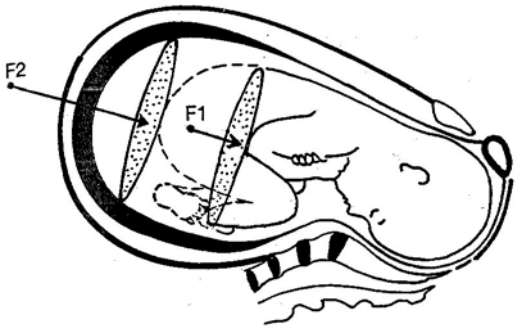


Figure 1.17 - *Le moteur utérin.*

Comme exemple, nous considérons une CU d'une intensité vraie maximale de 56 mm Hg (7.5 kPa) en début de dilatation et une surface d'application de l'ordre 85 x 10^{-4} m² (85 cm²), correspondant à l'aire de la section abdominale, le fœtus est propulsé par une force (équation 1.4) de **64 N**. En sachant que lors de l'expulsion une contraction a une intensité vraie maximale de 73 mm Hg (9.7 kPa) [THOULON 91] [PAPIERNIK 95] la force de propulsion peut atteindre **82 N** par CU (Tableau II).

$$F = p \times S \tag{1.4}$$

$$\text{Force de propulsion} = \text{Intensité vraie x Surface d'application} \tag{1.5}$$

F est la force en Newton (N), **p** est la pression en Pascal (Pa) et **S** est la surface en mètres carrés (m²).

Tableau II : Valeurs de la force de propulsion en fonction de la valeur de l'intensité vraie des CU en prenant comme hypothèse une surface d'application de 85 cm².

	Dilatation				
	3-4 cm	**4-6 cm**	**6-8 cm**	**8-10 cm**	**Expulsion**
Valeurs maximales d'intensité vraie des CU (kPa)	7.5	8.5	9.7	9.8	9.7
FEA (N)	64	72	82	83	82

1.4.7 - La Force Expulsive Volontaire (FEV) ie les efforts expulsifs

Les ***efforts expulsifs*** volontaires de la parturiente sont la source de la force expulsive volontaire (FEV) qui refoule l'utérus vers le bas par élévation de la pression intra-abdominale entre **30 et 50 mm Hg** (4 et 6.7 kPa). Si nous prenons comme hypothèse que la plus grande

section utérine perpendiculaire à l'axe de l'utérus mesure en moyenne 3 10^{-2} m² (300 cm²), un effort expulsif de 30 à 50 mm Hg entraînera une force expulsive volontaire d'une intensité de **120 N à 200 N.**

1.4.8 - Synchronisation des forces expulsives notion de Force Expulsive Totale (FET)

Si on accepte le principe de synchronisation selon lequel l'effort de poussée abdominale est synchrone de la contraction utérine, le fœtus est mû par une force propulsive comprise entre 184 N et 282 N qui est la somme de la FEA et de la FEV. Le tableau III montre le principe de synchronisation pour une CU de 7.5 kPa et un effort expulsif de 4 kPa.

Tableau III : Principe de synchronisation.

Type d'effort	Effort produit (N)
C.U. = FEA (N)	**64**
Effort expulsif = FEV (N)	**120**
Synchronisation complète (N)	**184**
Synchronisation partielle (50%) (N)	**92**

1.4.9 - Conclusion

Ce paragraphe nous a permis d'**établir un cahier des charges** nécessaires aux simulations des contractions utérines et des efforts expulsifs et a conduit à souligner l'importance du concept de synchronisation. Ces phénomènes seront modélisés par un actionneur qui sera présenté dans le chapitre 4.

1.5 - L'accouchement eutocique

1.5.1 - Introduction

Pendant un accouchement, la sage femme et l'accoucheur étudient la position de la présentation de la tête fœtale dans le bassin maternel et note : la présentation (sommet, face, front, bregma), sa variété (huit variétés pour une présentation du sommet), son degré de flexion, son degré d'inclinaison latérale (asynclitisme), et son degré de modelage (bosse séro-sanguine (figure 1.18) et déformation plus ou moins importante). Le niveau de la présentation doit également être apprécié par la situation de son point le plus bas par rapport au plan des épines sciatiques qui, par convention, est défini comme étant le niveau zéro. Lorsque la présentation est haute et mobile, elle est à plus de 5 cm au-dessus de ce niveau (position codée -5).

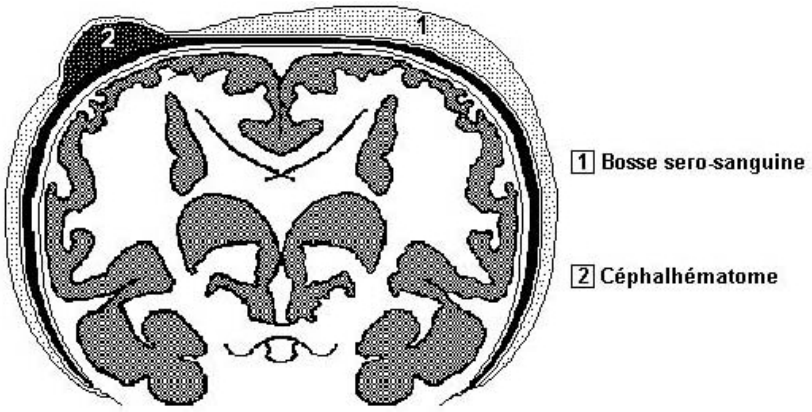


Figure 1.18 *- Bosse séro-sanguine [MERGER 95].*

1.5.2 - Engagement de la tête fœtale

La présentation est dite engagée quand son plus grand diamètre a franchit l'aire du détroit supérieur [MERGER 95] [CUNNINGHAM 97].

Le diagnostic clinique de l'engagement (figures 1.19 et 1.20), d'une importance capitale, est facilement identifié dans la majorité des cas, *mais* **est parfois très difficile**.

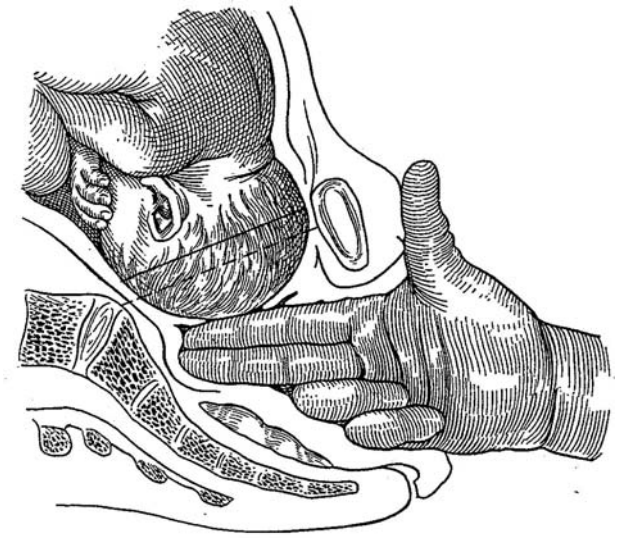


Figure 1.19 *- Toucher vaginal : tête non-engagée [MERGER 95].*

Deux méthodes sont utilisées :

- **le toucher vaginal**. Les anglo-saxons utilisent comme repère la ligne qui joint les épines sciatiques (niveau 0). La tête est engagée lorsque son point le plus bas se trouve à ce niveau ou au-dessous. Ceci n'est vrai qu'en absence de bosse séro-sanguine ;
- **l'échographie abdominale**. Une échographie est réalisée pendant l'accouchement pour estimer la variété de présentation de la tête fœtale [RIETHMULLER 04].

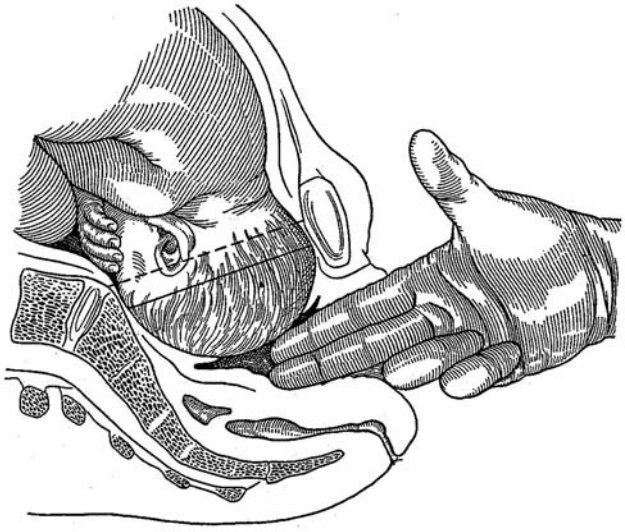


Figure 1.20 *- Toucher vaginal : tête engagée [MERGER 95].*

1.5.3 - Descente de la tête fœtale

Dans le parcours que fait la tête entre le détroit supérieur et le détroit inférieur, il existe deux phases et un temps complémentaire de rotation [MERGER 95].

Une *première phase* réalise la progression du fœtus sur l'axe d'engagement. À partir de la *deuxième phase*, la présentation prend contact avec la face antérieure du sacrum, qu'elle parcourt à partir de cet instant. La progression n'est alors possible qu'avec un **changement d'axe qui devient horizontal**, formant avec l'axe d'engagement un angle obtus ; il amorce l'axe de sortie.

La première phase ne fait que compléter le mouvement d'engagement du fœtus, la deuxième commence avec le dégagement du nouveau-né. Il faut encore une rotation intra pelvienne qui est réalisée sur le périnée.

1.5.4 - Période d'expulsion

C'est la deuxième phase du travail ; elle débute quand la patiente arrive à dilatation complète pour se terminer à la naissance. Elle comprend deux phases : la première est l'achèvement de la descente et de la rotation de la présentation, la seconde est celle de l'expulsion proprement dite au cours laquelle la **poussée abdominale** *contrôlée* et *dirigée* vient s'**ajouter** aux **contractions utérines**.

L'action surajoutée des effets de la poussée abdominale double la valeur des pressions allant de 100 à 130 mm Hg.

Lors de l'expulsion, l'allure graphique des ondes contractiles est notablement modifiée. Le sommet de la contraction est formé de plusieurs pics, précédés d'une phase ascendante très rapide et suivis d'une phase descendante aussi franche. Ces pics sont dus à l'augmentation de la pression apportée par la pression abdominale. La fréquence des contractions est aussi modifiée. Durant cette période, la fréquence est souvent d'une

contraction toutes les deux minutes. Il est important de remarquer que dix minutes d'efforts expulsifs font subir au fœtus les mêmes pressions que 20 à 25 minutes de contractions utérines simples.

1.5.4.1 - Phénomènes mécaniques pendant le dégagement

Le dégagement n'est possible qu'une fois la dilatation complète, la présentation descendue et orientée et les membranes rompues.

La tête fœtale franchit le détroit inférieur, ensuite le plancher pelvi-périnéal. Le périnée postérieur se laisse distendre. La région ano-vulvaire double de longueur, l'orifice vulvaire s'agrandit (figure 1.21).

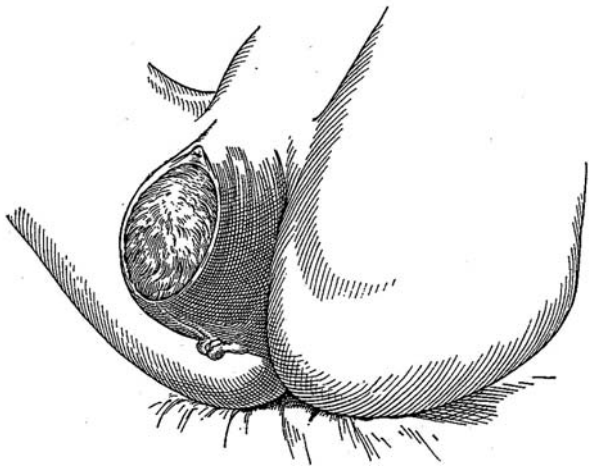


Figure 1.21 *- Ampliation du périnée [MERGER 95].*

Sous l'influence simultanée de la contraction et de l'effort abdominal, la présentation descend et le périnée se détend. La longueur ano-vulvaire augmente progressivement ; de 3-4 cm, elle passe à 12-15 cm. La peau s'amincit. L'orifice vulvaire, de vertical devient horizontal. Il se dilate progressivement, en même temps que s'y encadre à chaque poussée, une partie de plus en plus grande de la présentation. La dilatation vulvaire se poursuit jusqu'à atteindre les dimensions de la grande circonférence de la présentation.

La tête du fœtus subit des **phénomènes plastiques** temporaires, ce sont des déformations subies par le fœtus lors de son passage dans toute la filière pelvi-génitale. Ce sont des véritables déformations osseuses crâniennes par *chevauchement des os* du crâne ou par modification de leur courbure. Ce modelage est d'autant plus marqué que le travail est plus long (figure 1.22).

1.5.4.2 - Durée de la période d'expulsion

Chez la primipare, elle dure en moyenne 1 à 2 heures. Dans l'intérêt du fœtus, l'expulsion proprement dite ne devrait pas dépasser 20 minutes. Chez la multipare, cette phase excède rarement 15 minutes.

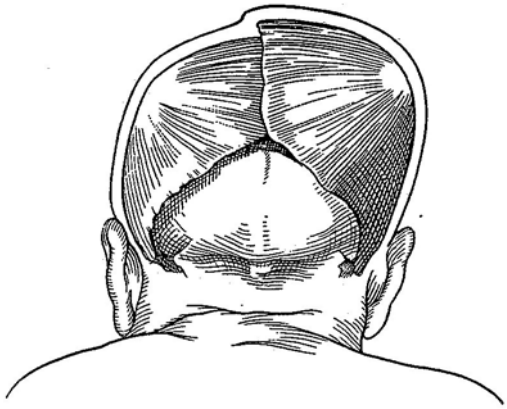


Figure 1.22 - *Chevauchement des os du crâne [MERGER 95].*

1.5.5 - Positions et présentations de la tête fœtale

1.5.5.1 - Positions

La classification de la descente de la tête fœtale par l' American College of Obstetrics and Gynecology (ACOG) a été révisée en 1988, elle divise le canal pelvien en 11 niveaux selon la hauteur du sommet du crâne par rapport aux épines sciatiques en allant de –5 cm à + 5 cm. La hauteur zéro correspond à la position dans laquelle le sommet de la tête du nouveau-né est tangent au plan des épines sciatiques (**-5, -4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4, +5**). La hauteur +5 cm correspond à la position dans laquelle le sommet de la tête est visible de l'extérieur (figure 1.23).

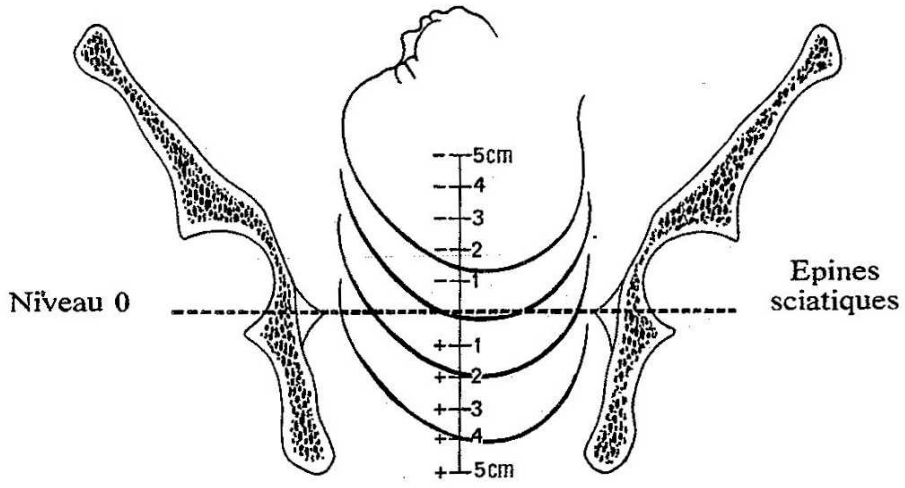


Figure 1.23 - *Niveaux de la présentation (ACOG 1988).*

Pour plus de simplicité, certains niveaux ont été regroupés par rapport à l'engagement, on obtient ainsi une classification en quatre catégories :

- la partie « **haute »** correspondant aux niveaux -5 à -1 cm ;

- la partie « **moyenne »** regroupent les niveaux 0 et +1 cm ;
- la partie « **basse »** regroupent les niveaux +2 et +3 cm ;
- la partie « **la plus basse »** correspondant aux niveaux +4 et +5 cm.

Dans le chapitre 5 nous donnerons les principaux résultats de notre travail sur le diagnostic clinique d'engagement [DUPUIS 04b].

1.5.5.2 - Présentation du sommet

La tête fœtale, quand elle se présente en sommet, peut avoir 8 types de variétés : OP (Occipito-Pubienne) ; 95 % plus fréquent que les autres présentations, OS (Occipito-Sacrée), OIGA (Occipito-Iliaque Gauche Antérieure), OIDA (Occipito-Iliaque Droite Antérieure), OIGP (Occipito-Iliaque Gauche Postérieure), OIDP (Occipito-Iliaque Droite Postérieure); OIDT (Occipito-Iliaque Droite Transverse), OIGT (Occipito-Iliaque Gauche Transverse) (figure 1.24).

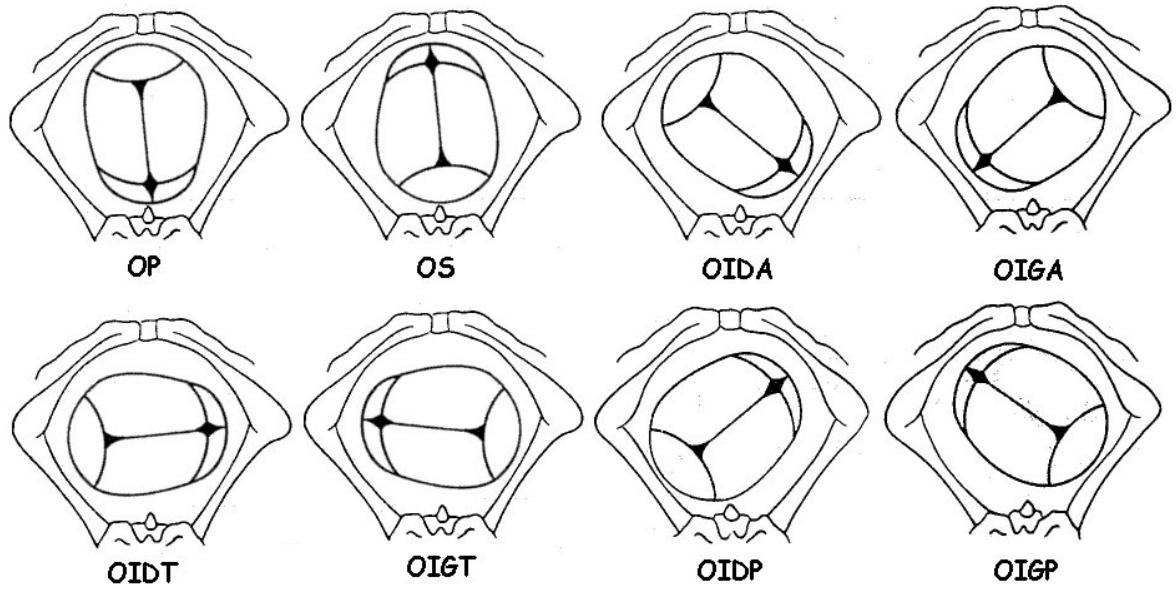


Figure 1.24 – *Les huit types de présentations de la tête fœtale.*

Le diagnostic du type de variété (Annexe A) est réalisé soit cliniquement soit échographiquement [RIETHMULLER 04]. L'examen clinique recherche la suture sagittale, la suture coronale et les fontanelles antérieures et postérieures.

Le toucher vaginal permet d'apprécier le degré de flexion de la tête. **Dans les variétés antérieures,** plus la fontanelle postérieure est proche du centre du bassin, meilleure est la flexion. **Dans les variétés postérieures,** la petite fontanelle est reportée excentriquement vers la paroi pelvienne, mais elle reste cependant perceptible. La grande fontanelle au contraire, se rapproche du centre du bassin.

1.6 - Conclusion

L’accouchement est un mécanisme particulièrement complexe et fait intervenir des structures déformables telles que la tête fœtal, et les muscles pelviens. Un de plus grands défis, pour la conception de ce nouveau outil pour l’enseignement de l’obstétrique, est la modélisation et la conception de ces structures.

Les données regroupées dans ce chapitre sont la base du cahier des charges tant pour la partie anatomique du simulateur (dimensions et morphologie de la tête fœtal et du bassin maternel) que pour la partie fonctionnelle.

Pour réaliser un outil d’enseignement pour l’accouchement performant et acceptable pour les médecins et les sages-femmes, il doit mimer avec un minimum de réalisme les aspects le plus importants d’un accouchement :

D’un point de vue anatomique ; l’utérus, les muscles pelviens, le bassin maternel et la tête du nouveau-né.

Le bassin maternel, doit avoir la forme géométrique adéquate (les bons diamètres du bassin) et quelques repères anatomiques (sacrum, coccyx, épines sciatiques, les muscles pelviens) utilisés pendant un diagnostic de variété de présentation.

Les muscles pelviens sont représentés par une interface déformable et l’utérus par un actionneur qui pourra reproduire les paramètres des contractions utérines et ceux des efforts expulsifs.

La tête fœtale, elle aussi devra avoir un aspect le plus réaliste possible, au niveau géométrique, bien que au niveau du touché (sutures, fontanelles).

D’un point de vue fonctionnel ; cet outil doit simuler les phases de l’accouchement, avec la mise en place des contractions utérines et les efforts expulsifs (avec ses valeurs et sa forme).

Le simulateur d’accouchement que nous avons développé permet d’entraîner les sages femmes et les obstétriciens au diagnostic de hauteur de la présentation, au diagnostic de variétés de présentation, à la détermination du degré de flexion et du degré de bosse séro-sanguine, et assure ainsi un contrôle qualité de l’examen clinique.

La description de l’accouchement décrite dans ce chapitre est particulièrement importante dans le cadre du travail pour **l’enseignement de la pose des forceps**. En effet le forceps doit pallier un défaut lors d’une expulsion spontanée ou hâter une extraction. Il doit donc non seulement tenir compte des contraintes anatomiques maternelles (courbure pelvienne) et fœtale (courbure céphalique) mais aussi reproduire en toute sécurité la mécanique naturelle. Dans le prochain chapitre nous décrirons les accouchements instrumentaux.

Chapitre 2- Accouchement instrumental

En France, en 2003, 11.2 % des naissances ont nécessité le recours à des extractions instrumentales [DUPUIS 03b]. Ces extractions peuvent être faites par forceps (6.3 %) ou par ventouses (4.9 %). Ce chapitre décrit l'historique de l'usage des forceps, les différents types d'instruments utilisés et la méthode d'extraction, avec pour objectif d'établir les points importants pour l'enseignement de la pose des forceps sur la tête d'un nouveau-né.

Il est particulièrement important de noter qu'il existe un continuum entre l'accouchement normal et l'accouchement instrumental. Ainsi l'accouchement instrumental « idéal » devrait reproduire très exactement un accouchement eutocique. Nous insisterons plus particulièrement sur les concepts biomécanique relatifs à l'application du forceps. Nous décrirons aussi les principaux accidents néonataux et maternels qui peuvent être causés par l'utilisation de cet instrument. À la fin de ce chapitre, nous décrirons les solutions envisagées par certains auteurs pour diminuer le nombre d'accidents. Enfin nous montrerons l'état de l'art sur les **forceps instrumentés** et leur utilisation sur un banc d'essai pour l'enseignement des techniques obstétricales.

2.1 - Les forceps

2.1.1 - Introduction

Ces instruments existent depuis 300 ans, plus de 700 types ont été décrits [DRIFE 96]. Aucun de ces forceps ne donne au médecin d'information quantifiée sur l'application de la force ou sur le positionnement du forceps sur la tête fœtale.

Les forceps *sont des instruments de préhension, d'orientation et de traction, destinés à saisir la tête du fœtus pendant le travail et à l'extraire des voies génitales maternelles* [MERGER 95].

2.1.2 - Historique

2.1.2.1 - Etymologie

L'origine du mot « forceps » serait la contraction des mots latins *formus* (chaud) et *capere* (prendre), ce qui aurait donné *formuceps* (tenaille) puis **forceps** (figure 2.1).

Figure 2.1 *- Forceps sur un bas relief trouvé près de Rome [DUMONT 88].*

Il s'agissait primitivement d'une pince qui était destinée à saisir, dans les fonderies, les métaux portés à haute température [DUMONT 84].

Dans le dictionnaire Hachette, le mot forceps signifie : « un instrument comportant *deux branches articulées* aux extrémités en forme de cuillères fenêtrées, utilisé dans les *accouchements difficiles* pour permettre le passage de la tête du fœtus » [HACHETTE 03].

Pour Rosenberg « le forceps est une pince destinée à extraire l'enfant hors des voies génitales en ménageant l'intégrité des parties maternelles et fœtales » [ROSENBERG 93].

Pour Berthet (XX^{e} siècle), **l'extraction instrumentale** est « *l'art de donner naissance par les voies naturelles à un enfant vivant grâce à l'utilisation d'un moyen mécanique » ;* l'application de forceps est elle définie par « l'extraction de l'enfant, saisi à l'intérieur des voies génitales à l'aide d'une pince à branches démontables ; pince qui doit faire exécuter à la présentation tous les mouvements que celle-ci devrait réaliser physiologiquement au cours d'un accouchement eutocique, du seul fait des contractions utérines » [BERTHET 98].

2.1.2.2 - L'évolution des forceps

Le principe d'extraction par forceps (figure 2.2) a été développé par Pierre Chamberlen au XVII^{e} siècle (1560-1631) [DAS 29] [SHUTE 58] [LAUFE 68a] [DE COSTA 99]. Celui-ci a longtemps gardé son secret et c'est seulement en 1693 que son invention a été vendue à un hollandais, puis diffusée [DUMONT 88].

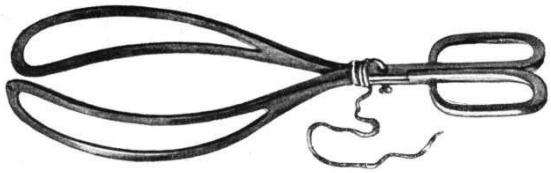


Figure 2.2 - *Forceps de Chamberlen : présence d'une courbure céphalique, absence de courbure pelvienne.*

En 1721, Jean Palfyn inventa un instrument à branches parallèles (figure 2.3) dont les cuillères étaient longues, non fenêtrées, et recourbées à leur extrémité, munies de manches en bois [DUMONT 88]. Cet instrument était appelé « mains de fer ».

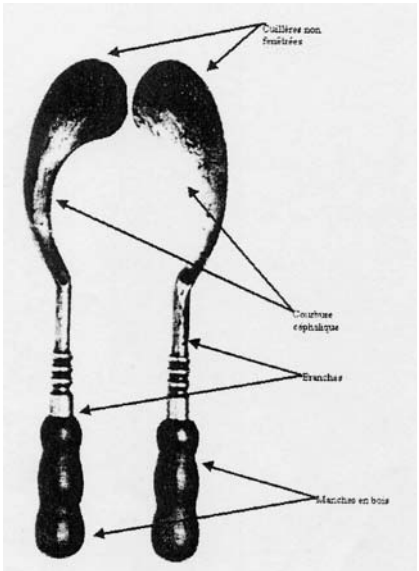


Figure 2.3 - *Forceps «mains de fer ».*

En 1750, le Français Levret et l'Anglo-Saxon Smellie modifièrent les forceps de Chamberlen et Palfyn, qui avaient la caractéristique de ne posséder qu'une **courbure céphalique**. Le nouveau forceps avait une courbure supplémentaire, la **courbure pelvienne,** dont l'objectif était de diminuer les lésions périnéales (figure 2.4) [DUMONT 88].

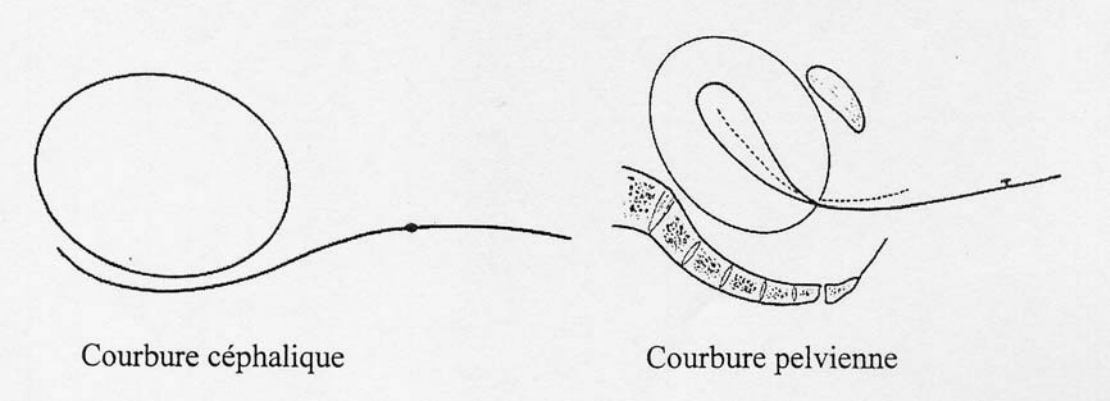


Figure 2.4 – *Forceps de Levret et Smellie : courbure céphalique et courbure pelvienne.*

Les forceps de Levret existaient en trois tailles (courte, moyenne et longue), choisies en fonction de la hauteur d'engagement de la présentation.

2.1.3 - Forceps actuels

2.1.3.1 - Forceps Tarnier (1877)

C'est un instrument croisé, avec articulation médiane pouvant facilement se désarticuler, auquel s'adjoint un tracteur. Il est composé de trois pièces : deux branches, droite et gauche, et un tracteur (figure 2.5).

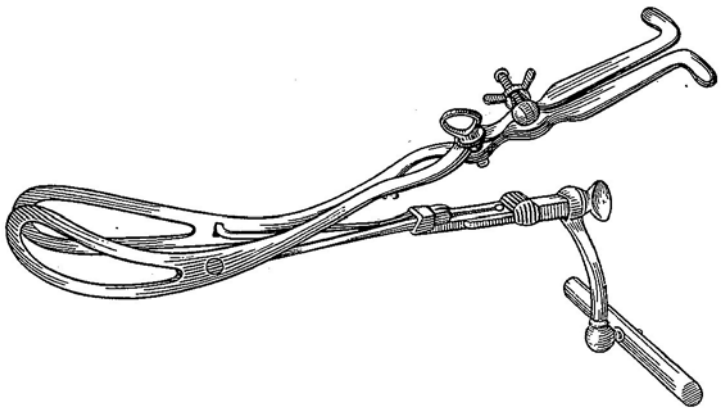


Figure 2.5 - *Forceps de Tarnier articulé[MERGER 95].*

Les deux branches s'articulent dans la partie située entre la cuillère et le manche, par un pivot à vis, situé sur la branche gauche, qui s'emboîte dans une encoche située sur la branche droite.

Le forceps Tarnier pèse 908 g en moyenne, il est long de 395 mm. La largeur des cuillères est de 47 mm, la longueur de la fenêtre est de 110 mm [DUMONT 88] [MERGER 95].

2.1.3.2 - Forceps Suzor

Le Démelin-Suzor est un forceps à *branches non croisées*, dont l'articulation est reportée à l'extrémité des branches. Il est composé de quatre pièces : deux branches, une barre d'articulation, une vis de pression (figure 2.6).

La fenêtre est un peu plus longue que celle du Tarnier. La cuillère a une ***courbure céphalique*** de grand rayon ; sa ***courbure pelvienne*** est accusée et se termine sur le manche.
Le manche est long et presque droit. Toutefois, tout à fait à son extrémité libre, il se recourbe vers le bas. Cette courbure, à l'extrémité de laquelle se trouve le pivot d'articulation de la barre transversale, a pour effet de mettre l'articulation dans l'axe des cuillères.

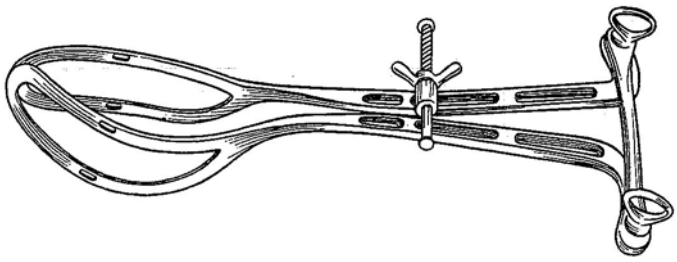


Figure 2.6 - *Forceps de Suzor articulé [MERGER 95].*

La barre transversale s'articule aussi à l'extrémité des branches. Les branches sont indépendantes dans le sens longitudinal ; les deux cuillères peuvent ne pas s'appliquer à la même hauteur sur la tête fœtale.

Le forceps Suzor pèse 440g. Il est long de 330 mm. La largeur des cuillères est de 37 mm, la longueur de la fenêtre est de 125 mm [ROSENBERG 93] [MERGER 95].

2.1.3.3 - Forceps de Pajot (1861)

C'est un petit forceps croisé sans tracteur dont la ***courbure céphalique*** est prononcée et la ***courbure pelvienne*** presque droite (figure 2.7). Les branches s'articulent par un pivot, situé sur la branche gauche, qui s'emboîte dans une encoche sur l'autre branche [DUMONT 88] [ROSENBERG 93] [MERGER 95].

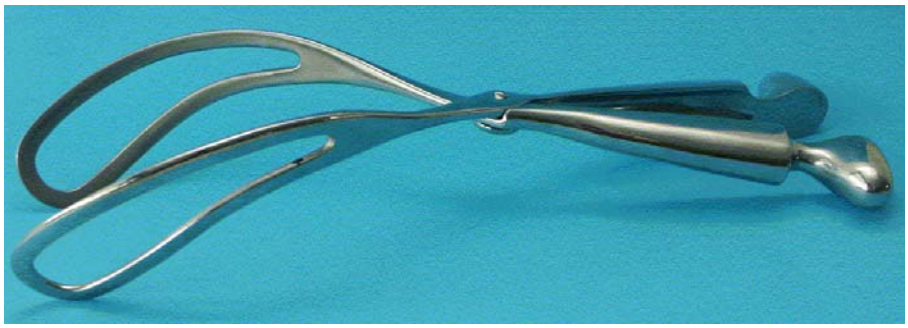


***Figure 2.7** - Forceps Pajot.*

2.1.4 - Caractéristiques et classification des forceps

Trois principes mécaniques caractérisent les forceps :

- la «prise» de la tête fœtale, de manière adaptée, grâce à la forme des cuillères qui présentent une **courbure «céphalique» ;**
- l'adéquation entre l'instrument et l'anatomie des voies génitales maternelles : pour s'adapter à la filière pelvienne, le forceps possède une **courbure « pelvienne »** entre les cuillères et les branches ;
- l'introduction séparée de chaque cuillère dans les voies génitales avec la possibilité d'une articulation « contrôlée » [BERTHET 98].

2.1.4.1 - Classification

Forceps à branches croisées : ils peuvent avoir différents types de rayon de courbure pelvienne (long, court) et posséder ou non un tracteur. Par exemple : Levret (sans tracteur), Pajot (sans tracteur), Tarnier (avec tracteur).… Certains ont un rayon de courbure pelvienne modérée : forceps de Laufe [LAUFE 68b] [LAUFE 71] [LOCKSMITH 01].

Forceps à branches parallèles avec poignée de traction : forceps de Gilles [BERTHET 98], de Shute (figure 2.8) [SHUTE 58] [PEARSE 72] ou de Suzor.

***Figure 2.8** - Forceps parallèle de Shute.*

Les forceps peuvent également être classés selon qu'ils possèdent ou non un tracteur. Les instruments les plus utilisés en France sont : le Tarnier, le Levret, le Suzor, le Pajot ...

2.2 - Les complications des accouchements par forceps

2.2.1 - Introduction

L'étude des accidents nous paraît particulièrement importante. L'analyse de ceux-ci est susceptible de nous donner de précieux renseignements sur les mauvaises techniques et par déduction, permet d'enseigner la bonne technique, c'est-à-dire celle qui permet de prévenir les incidents.

Il faut d'emblée noter les biais d'inclusion qui existent dans la plupart des études concernant les accidents « des » extractions instrumentales. En effet, les extractions instrumentales sont souvent pratiquées sur des fœtus dont les mécanismes de défense sont altérés. L'instrument n'intervient qu'en bout de chaîne et les autres paramètres : état du rythme cardiaque fœtal, couleur du liquide, terme de l'accouchement, durée du travail doivent être pris en compte.

Les forceps sont susceptibles d'entraîner une grande variété de lésions tant au niveau des voies génitales maternelles que de la tête fœtale [MERGER 95]. Les lésions bénignes sont fréquentes ; les lésions graves sont les exceptionnelles (Enquête paragraphe 2.5 [DUPUIS 03b]).

2.2.2 - Physiopathologie des accidents d'extractions par forceps.

2.2.2.1 - Erreurs potentiellement responsables

Nous avons groupé dans le tableau I, les possibles erreurs d'application des forceps qui pourront provoquer des incidents.

Tableau I : Principales erreurs possibles lors d'une application de forceps.

	Type d'erreur	***Conséquences***	***Prévention***	***Observations***
n° 1	Erreur d'appréciation de la dilatation du col	Déchirure cervicale Hémorragie de la délivrance	**Entraînement sur un simulateur d'accouchement** Coopération ente médecins et sages femmes	Application avant dilatation complète
n° 2	Erreur d'appréciation de la hauteur d'engagement	Embarrure, lésions cérébrales	**Simulateur d'accouchement** Échographie	Application sur tête non engagée (-5 ;-4 ;-3 ; -2 ; -1)

	Type d'erreur	***Conséquences***	***Prévention***	***Observations***
n° 3	Erreur du diagnostic de variété de présentation	Lésions du globe oculaire, lésion mastoïdienne (ie paralysie faciale), lésion cervicale (plexus brachial, lésions médullaires)	**Simulateur d'accouchement** Échographie	Erreur de 90° ; 135° ;180° ; 225°
n° 4	Erreur de pose des forceps	Idem	**Simulateur d'accouchement** vidéo **Forceps instrumenté pour l'enseignement**	Tour de spire [1] incomplet sur la cuillère antérieure, ou cuillère antérieure ou postérieure pas assez ou trop enfoncée
n° 5	Erreur de traction	Embarrures, lésions cérébrales ?	**Simulateur d'accouchement** vidéo	Traction asymétrique
n° 6	Erreur du complément de flexion	Forces excessives lésions cérébrales ?	**Simulateur d'accouchement** Échographie	Traction vers le haut sur présentation antérieure ou vers le bas sur une présentation postérieure
n°7	Erreur de rotation	Lésions médullaires	**Simulateur d'accouchement** Échographie	Rotation mal faite ou en sens inverse
n° 8	Absence de synchronisation	Lésions cérébrales ?	**Simulateur d'accouchement** Vidéo	Absence de synchronisation des efforts de FEA, FEV et traction
n° 9	Prise asymétrique	Lésions du globe oculaire, lésion mastoïdienne, lésion cervicale	**Simulateur d'accouchement** Échographie **Forceps instrumenté pour l'enseignement**	Erreur n°3 et 4

[1] Tour de spire de Mme Lachapelle, c'est un mouvement de spirale dans l'espace.

	Type d'erreur	***Conséquences***	***Prévention***	***Observations***
n° 10	Absence de protection fœtale	Marques cutanées	Protège forceps systématiques **Simulateur d'accouchement** Vidéo	pas d'utilisation des protéges forceps
n° 11	Absence de protection maternelle	Déchirures vaginales	Gel systématique Protection manuelle systématique Episiotomie médiolatérale suffisamment large et précoce **Simulateur d'accouchement** Vidéo	pas d'utilisation de lubrifiant ou pas de protection du vagin pendant la pose ou pas d'épisiotomie médio-latérale (figure 2.9) suffisamment large ou précoce
n° 12	Non diagnostic d'une bosse séro-sanguine	Embarrures, lésions cérébrales, lésions globe oculaire ou cervicale	**Simulateur d'accouchement avec différentes têtes**	

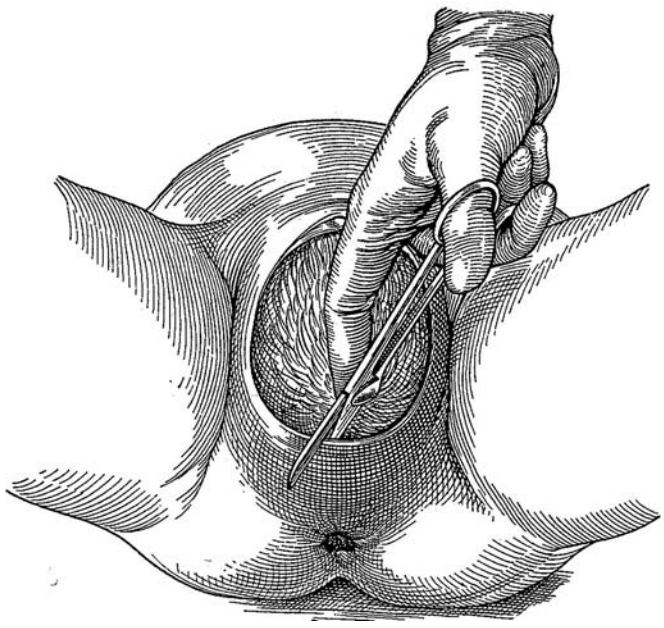


Figure 2.9 – *Épisiotomie médio-latérale [MERGER 95].*

2.2.3 - Lésions maternelles

Les lésions vulvaires, périnéales et vaginales ; ce sont les plaies et déchirures [LEEUW 01].
Les hématomes périvaginaux ;
Les lésions cervicales [BARBARINO 98].

2.2.4 - Lésions fœtales

Blessures cutanées, les simples marques de pression dessinant les cuillères sont fréquentes (figure 2.10). *Elles sont asymétriques souvent plus marqués d'un côté,* et disparaissent dans les jours qui suivent la naissance [DUPUIS 04a].

Figure 2.10 - *Marques liées à la pose du forceps [MERGER 95].*

Les lésions de la face peuvent atteindre le globe oculaire. Les hémorragies sous-conjonctivales sont bénignes [WILLIAMS 91] [MERGER 95], par contre les plaies de cornée sont graves.

Les lésions nerveuses périphériques sont essentiellement celles du nerf facial, la paralysie faciale périphérique régresse dans la majorité des cas. Les lésions du plexus brachial dues à l'application de l'extrémité du forceps au niveau cervical peuvent être secondaires.

Les lésions du périoste sont à l'origine du céphalhématome, siégeant sur le pariétal ou l'occipital, quelque fois bilatéral.

Le céphalhématome ou hématome sous-périosté, c'est une collection sanguine sous-périostée de la voûte crânienne fœtale, toujours limitée par les sutures (différent de la bosse séro-sanguine) [HARPOLD 98], sans gravité, qui n'est pas visible le jour de la naissance,

mais que apparaît dans les jours suivant à la naissance et dont la résorption est très lente ; il peut cliniquement masquer une fracture [MAINGUENEAU 98].

Les lésions de la boîte crânienne : fractures linéaires ou **embarrures** dites en balle de ping-pong (figure 2.11).

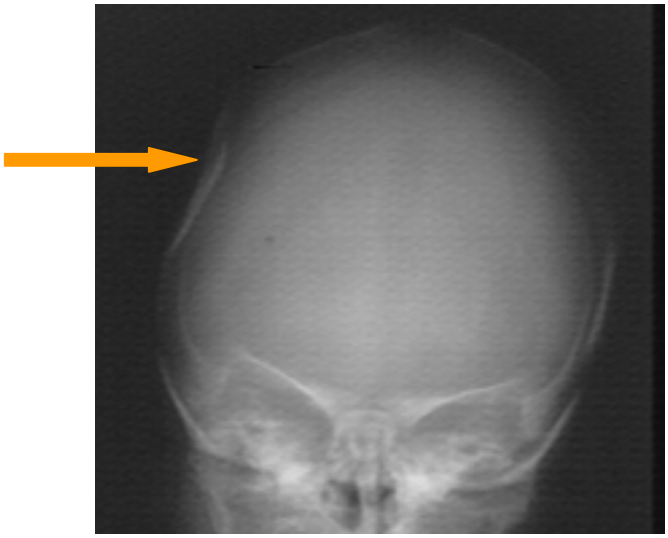


Figure 2.11 – *Embarrure.*

Lésions cérébro-méningées à type d'hématomes sousdural, extradural ou intracraniens [O'DRISCOLL 81]. Elles sont rares et ne sont pas toujours associées à une fracture.

2.2.5 - Conclusion

Bien que *« le forceps s'avère efficace et peu dangereux à condition d'être utilisé correctement »* [CLARIS 90], il peut entraîner des complications plus ou moins graves.

Ces complications ont la particularité d'être :

- dépendantes de l'état de l'enfant au moment de l'extraction : en effet, l'indication d'extraction pour souffrance fœtale introduit un facteur de confusion dans l'analyse de suivis des enfants après leur naissance [BERTHET 98] ;
- parfois l'objet d'action en justice.

Les lésions bénignes restent fréquentes, les lésions graves sont rares si les **conditions d'application sont respectées et si la technique est bien exécutée**.

Comme il est indiqué, dans le tableau I, de nombreuses erreurs peuvent être commises lors d'une extraction par forceps. La baisse de l'incidence des extractions instrumentales aboutit à un problème important **concernant la formation des internes**. En considérant un taux de forceps de 5% et une maternité universitaire qui réalise 3000 accouchements par an, 150 forceps sont réalisés annuellement. Si 80% des forceps peuvent être réalisés par les

internes et que 12 internes sont formées chaque année, ce sont 12 gestes qui pourront être réalisés annuellement par interne. **Le simulateur et le forceps instrumenté que nous proposons et décrirons dans le chapitre 4 permettant non seulement de répondre à ce problème de formation, mais aussi d'assurer un contrôle qualité de l'extraction instrumentale.**

2.3 - L'accouchement par forceps

2.3.1 - Introduction

Dans ce paragraphe, nous exposerons les conditions et les indications d'utilisation des forceps. Nous décrirons la technique opératoire : mise en place des branches, articulation, vérification de la prise et l'extraction sur différentes variétés de présentation.

2.3.2 - Conditions d'utilisation du forceps

Toute application de forceps doit remplir certaines conditions. Dans le cas contraire l'utilisation serait dangereuse pour la mère et/ou pour l'enfant [HIBBARD 90] [MERGER 95].

- **la présentation doit être céphalique**

Le forceps est un instrument de préhension de la tête fœtale. Ses dimensions, sa forme, en particulier sa courbure céphalique, ont été étudiées dans ce but. Dans une présentation en siège, le forceps peut être appliqué sur la tête **dernière retenue** dans l'excavation. Enfin, le forceps a surtout été conçu pour s'appliquer sur une tête fléchie en présentation du sommet ; il n'est pas adapté pour un accouchement en présentation de la face ou du front.

- **la tête fœtale doit être engagée**

Comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, le diagnostic clinique de l'engagement est difficile et nécessite un certain entraînement. Il existe en effet plusieurs pièges qui compliquent ce diagnostic (bosse séro-sanguine, asynclitisme antérieur ou postérieur…).

- **les membranes doivent être rompues**

- **la dilatation du col de l'utérus doit être complète**

Dans le cas contraire, le col risquerait d'être pris entre la tête fœtale et la cuillère du forceps, ce qui entraînerait une déchirure cervicale et une hémorragie de la délivrance.

2.3.3 - Les indications d'application du forceps

Les deux principales indications du forceps sont la suspicion de souffrance fœtale et l'arrêt de progression de la présentation.

La suspicion de souffrance fœtale

Elle correspond à une suspicion d'hypoxie causée ou aggravée par les contractions utérines (CU) du travail, elle met la vie du fœtus en danger. L'extraction est dans ce cas urgente.

L'arrêt de la progression de la présentation :

a) **insuffisance d'intensité de la force expulsive automatique :** les CU peuvent être d'intensité et ou de fréquence insuffisantes.

b) **insuffisance d'intensité de la force expulsive volontaire : les efforts expulsifs maternels peuvent être d'intensité et ou de fréquence insuffisante :** c'est le cas des patientes fatiguées, non coopérantes ou de celles dont la douleur n'est pas suffisamment soulagée.

c) **dyssynergie utéroabdominale :** en cas de patiente agitée ou peu coopérante, les efforts expulsifs ne se superposent pas aux CU, ce qui entraîne automatiquement une perte d'efficacité mécanique.

d) **obstacle mécanique fœtale :**

- l'insuffisance de flexion est particulièrement fréquente dans les variétés **postérieures** (OIDP, OIGP, OS) ;
- l'excès de volume de la tête (diamètre bipariétal supérieur à 9,5 cm).

e) **obstacle mécanique maternel : celui-ci peut être de différentes natures :**

- osseux (bassin rétréci soit au détroit supérieur, soit au détroit moyen, soit au détroit inférieur) ;
- périnéal (releveurs de l'anus hypertonique) ;
- vésical : cas du globe vésical ;
- utérin ou ovarien.

2.3.4 - Technique du forceps

L'application du forceps est une opération chirurgicale. Elle nécessite donc comme toute intervention chirurgicale : une asepsie chirurgicale, un protocole précis (installation confortable de la patiente, table recouverte d'un champ stérile, analgésie de qualité), un compte rendu opératoire et une visite post-opératoire.

Nous décrivons maintenant le protocole précis qui doit être réalisé lors de toute extraction par forceps.

a) Estimation de la hauteur exacte de la tête fœtale dans le bassin maternel.

Cette hauteur est donnée en utilisant la classification de l'ACOG (version 1988) le forceps n'est autorisé que pour les niveaux 0, +1, +2, +3 , +4, +5. **Cette hauteur est bien celle du sommet du crâne du fœtus au niveau de la table externe et non pas la hauteur du scalp fœtal. La simple visualisation des cheveux à la vulve n'est en aucun cas synonyme de**

présentation au niveau +5. Cette erreur est probablement la source des complications les plus graves des extractions instrumentales. Nous verrons dans un chapitre ultérieur que le travail réalisé à l'aide du simulateur d'accouchement, a démontré la subjectivité de l'examen clinique. Il existe en effet un taux d'erreur significatif dans l'appréciation de la hauteur de la tête fœtale pendant le travail [DUPUIS 04b].

b) Identification du type de variété de la tête fœtal, de son degré de flexion, de son degré de rotation et de son degré d'asynclitisme.

L'étude réalisée sur le diagnostic clinique de variétés de présentation [DUPUIS 04b] a montré les limites du diagnostic clinique et l'apport de l'échographie de présentation.

c) Concept de symétrie

Nous avons étudié en détail la totalité des embarrures obstétricales hospitalisées à l'Hôpital Necker de Paris et à l'Hôpital Neuro-chirurgical de Lyon, entre 1990 et 2000. Soixante huit dossiers de neurochirurgie ont été répertoriés. L'investigation réalisée a permis d'accéder aux dossiers obstétricaux et aux dossiers pédiatriques. Cinquante cas étaient liés à une extraction instrumentale [DUPUIS 03b] et 18 à un accouchement non instrumental. Cette étude nous a conduit à développer le concept de **prise symétrique** de la tête fœtale. Une prise asymétrique peut entraîner soit une prise mastoïdo-frontale (figure 2.12) soit une prise cranio-cervicale. La première peut être responsable d'une paralyse faciale périphérique et d'une embarrure frontale.

Figure 2.12 - *Prise sur forceps asymétrique fronto-mastoïdienne [MERGER 95].*

La prise cranio-cervicale (une cuillère est appliquée sur le crâne fœtal, le plus souvent le front alors que la deuxième est appliquée sur la colonne cervicale du fœtus) peut être responsable non seulement d'une embarrure crânienne souvent frontale, mais également d'un hématome cervical avec plexus brachial ou lésion médullaire.

Les accidents que nous avons étudiés montrent qu'une traction de forte intensité sur une prise symétrique est probablement moins dangereuse qu'une traction de faible intensité sur une prise asymétrique.

Afin de respecter la **symétrie d'application des forceps** , il est nécessaire d'identifier avec précision et sans erreur l'orientation de la tête fœtale, c'est-à-dire le type de variété de la présentation, son degré de flexion, et son degré d'asynclitisme.

Le principe technique est de placer les cuillères dans les secteurs libres du bassin, c'est-à-dire aux deux extrémités du diamètre perpendiculaire à celui du grand axe de la présentation. Le forceps doit saisir **la tête symétriquement** : le grand axe des cuillères doit coïncider avec celui de la tête fœtale considérée comme un ovoïde (Annexe B).

Une application correcte de forceps est atteinte lorsque la tête est bien fléchie, engagée, en oblique ou en OP. Chaque cuillère s'applique latéralement du menton à l'occiput, une jumelle barrant l'oreille, et le centre de la fenêtre répondant à la région malaire (figure 2.13). Il est important de préciser que l'application des forceps est faite en «aveugle», le médecin ne « voit » pas à l'intérieur du bassin, et l'instrument ne donne aucune information sur la position de la tête fœtale ou sur l'intensité de la traction.

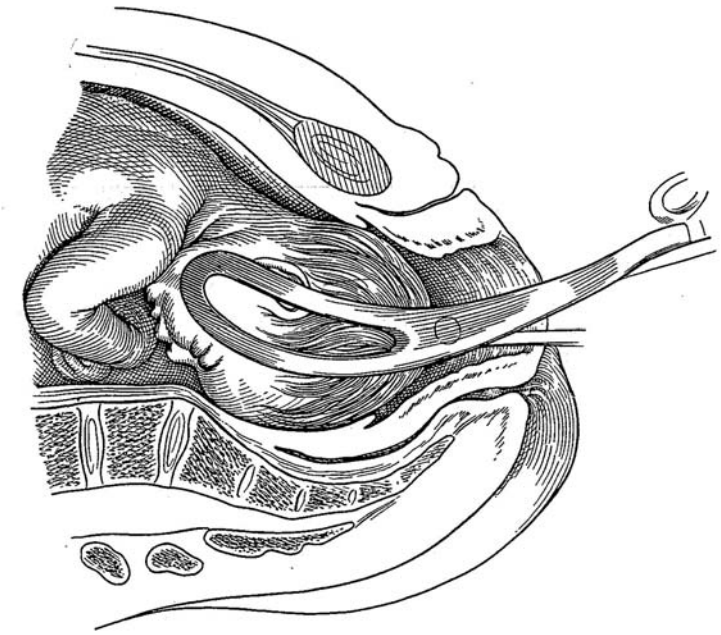


Figure 2.13 - *Prise symétrique de forceps sur la tête engagée en présentation du sommet [MERGER 95].*

d) Concept d'axe de traction

Deux situations sont possibles :

- Dans les variétés antérieures (OP, OIGA, OIDA) le complément de flexion nécessite une traction de l'instrument vers le bas.

- Dans les variétés postérieures (OIGP, OIDP, OS) le complément de flexion est réalisé grâce à un mouvement particulier réalisé par les mains de l'opérateur avec un mouvement d'enroulement.

e) Concept de double synchronisation

C'est un concept mécanique, en effet il est probable que les efforts qui s'appliquent sur la tête fœtale sont d'autant moins dangereux qu'ils sont naturels.

Les forces expulsives qui permettent la progression sont de trois types :

- Les contraction utérines, source de la force expulsive automatique (FEA) ;
- Les efforts d'hyper pression abdominale maternelle, source de la force expulsive volontaire (FEV) ;
- Les efforts de traction de l'opérateur.

Le concept de synchronisation correspond à la synchronisation de ces trois forces. En effet pour vaincre les résistances mécaniques, il est nécessaire de faire en sorte que la contraction utérine involontaire, les efforts expulsifs volontaires et traction de l'opérateur soient synchrones (figure 2.14, 2.15 et 2.16).

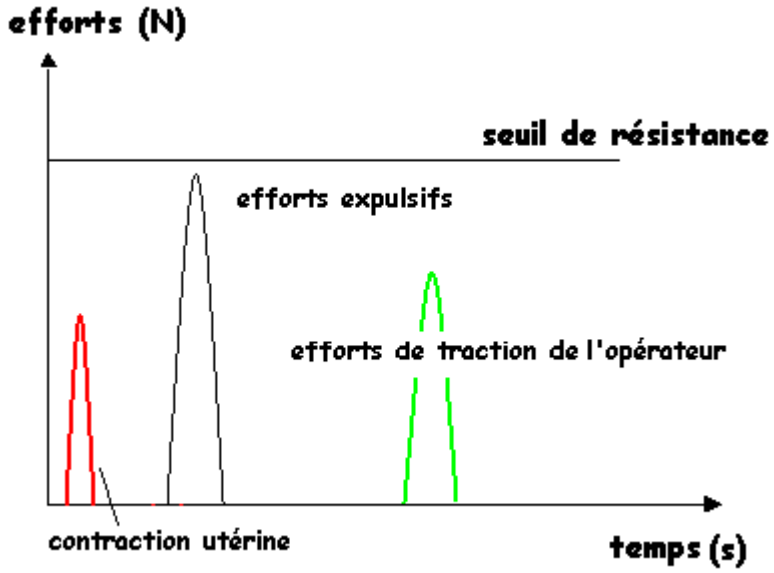


***Figure 2.14** - Absence d'application du concept de synchronisation : les contractions utérines, les efforts expulsifs et les efforts de l'opérateur ne son pas en phase.*

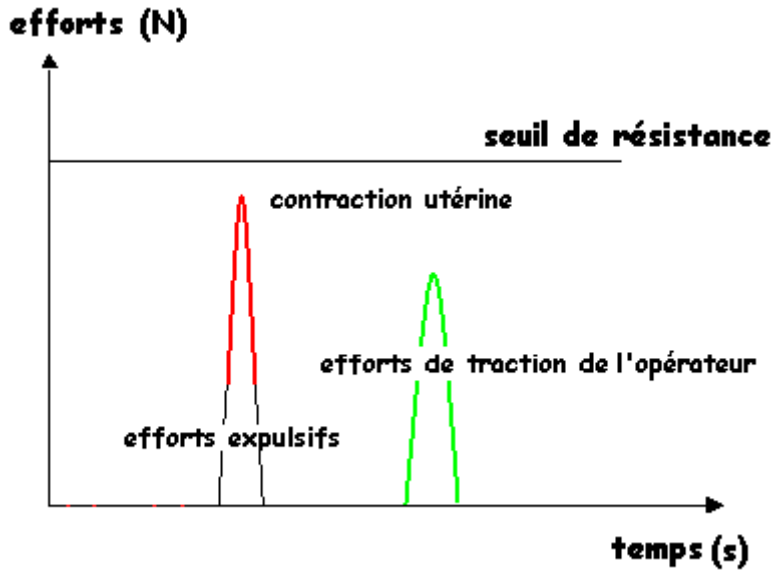


Figure 2.15 - *Absence d'application du concept de synchronisation : pas de progression du mobile fœtale.*

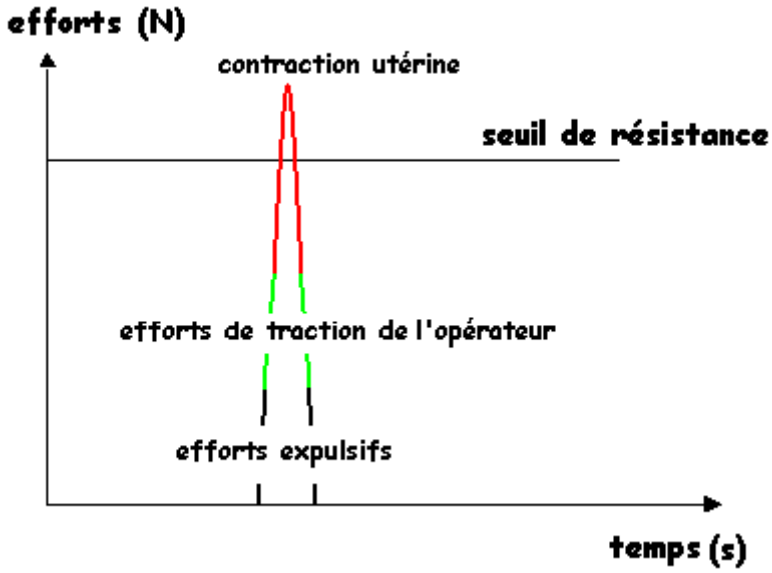


Figure 2.16 - *Application du concept de double synchronisation . progression du mobile fœtale.*

Le simulateur doit permettre de contrôler la qualité de synchronisation en s'assurant que les efforts de traction de l'opérateur sont synchrones des CU et des efforts expulsifs maternels.

f) Mise en place des cuillères du forceps.

Il est important de distinguer deux situations :

- La présentation est en OP ou OS, dans ce cas la pose symétrique du forceps nécessite que l'opérateur réalise un geste qui est lui aussi symétrique (cf. chapitre 5). Il existe dans ce cas une cuillère droite et une cuillère gauche. *Les trajectoires des cuillères ont des caractéristiques particulières : ces trajectoires sont courtes, elles nécessitent une rotation de chaque cuillère de faible amplitude ; les gestes sont symétriques par rapport au plan sagittal de la tête fœtale (figure 2.17).*

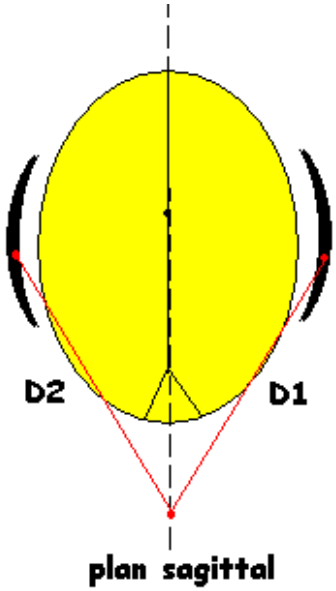


Figure 2.17 - *Pose symétrique du forceps , nécessitant un geste symétrique par l'opérateur (D1=D2).*

Les présentations obliques (OIGA, OIDA, OIGP et OIDP). Dans ce cas, la pose symétrique du forceps nécessite que l'opérateur réalise un geste asymétrique. Il n'existe plus une cuillère droite et une cuillère gauche, mais une cuillère antérieure et une cuillère postérieure. Contrairement au cas précédent chacune de ces cuillères effectue une trajectoire différente. La cuillère postérieure effectue une trajectoire courte, directe et simple sans rotation. A l'inverse, la cuillère antérieure effectue une trajectoire longue et complexe, avec une rotation de grande amplitude appelée « tour de spire » (figure 2.18).

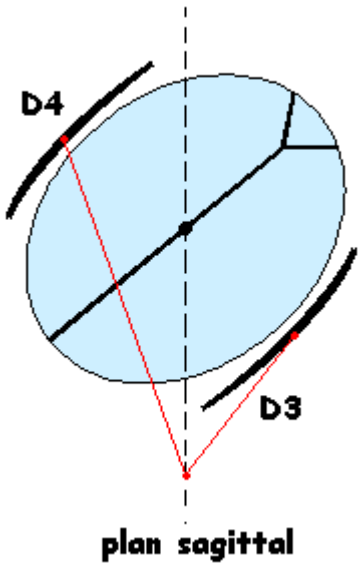


Figure 2.18 - *Les distances D3≠D4, D3<D4 et D3≠D1.*

2.3.5 - Procédures d'application de forceps

A. Procédures communes à toutes les applications :

Protection fœtale : mise en place systématique des protége forceps.

Protection maternelle :

- utilisation systématique d'un gel ;
- protection du périnée lors de la mise en place des cuillères par les deux ou trois doigts de la main opposée de celle qui tient le forceps, les doigts devant être introduits assez profondément pour protéger la surface la plus grande possible ;
- épisiotomie médio-latérale suffisamment précoce et large.

Au début du geste, la branche est toujours initialement tenue vertical ; elle est tenue légèrement à droite de la ligne médiane quand elle est appliquée à droite de la tête fœtale, et tenue légèrement à gauche de la ligne médiane quand elle est appliquée à gauche de la tête fœtale (figure 2.19).

Une fois les cuillères en place : toucher vaginal de contrôle pour vérifier le bon positionnement des cuillères par rapport à la présentation tant au niveau de l'ampleur de la rotation qu'au niveau du degré d'enfoncement.

B. Procédures spécifiques :

La tête est en présentation du sommet dans une position sagittale (i.e. : OP ou OS)

C'est la plus simple et la plus fréquente des applications du forceps. La tête se trouve en +2, +3, +4 ou +5.

- l'opérateur réalise pour chaque branche le même geste par rapport au plan sagittal ;
- une rotation comprise entre 45 et 90° est réalisée pour chaque cuillère ;
- une fois le forceps en place on vérifie que l'entablure est dans un plan horizontal ;
- l'extraction nécessite une traction axiale sans rotation (sauf si on souhaite extraire en OP une variété qui était en OS). Pour plus de détails au niveau des procédures d'extraction par forceps dans les différentes présentations, voir l'annexe C.

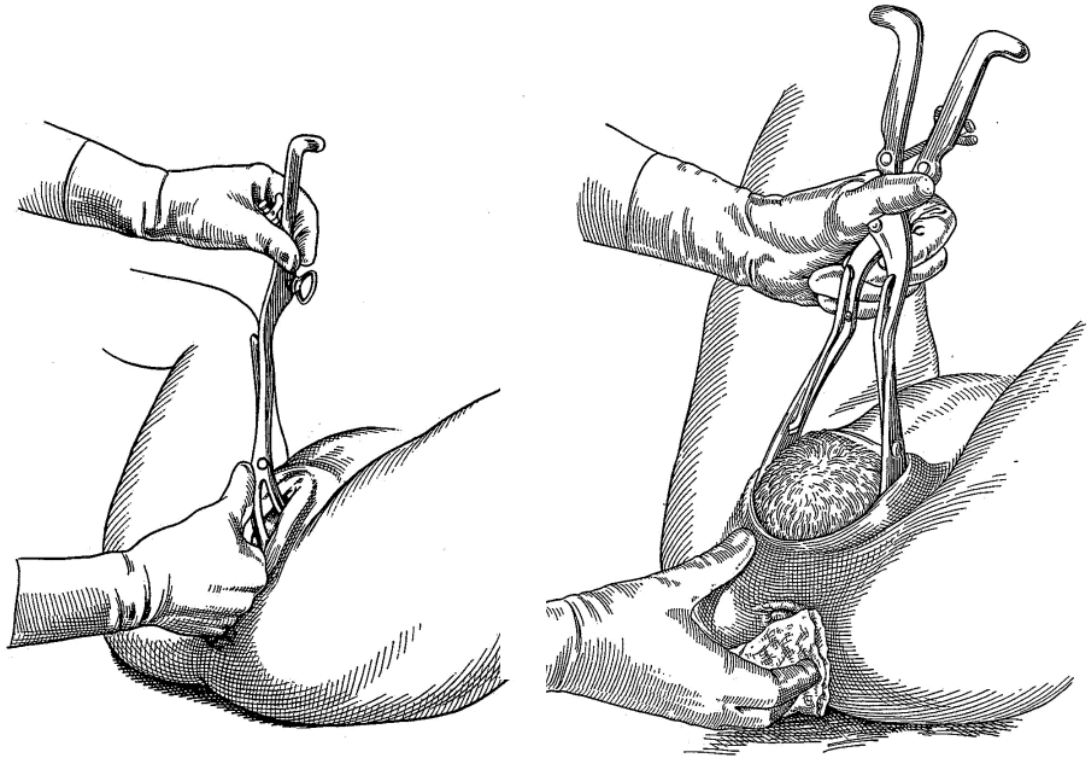


Figure 2.19 - *Application de forceps en OP : introduction de la première branche (gauche) et extraction du nouveau-né [MERGER 95].*

2.3.6 - Conclusion

Comme nous l'avons vu dans ce paragraphe l'examen clinique obstétrical est particulièrement difficile. De plus, cet examen est souvent réalisé dans un contexte d'urgence vital, peu propice à l'enseignement.

L'extraction instrumentale est une intervention chirurgicale qui nécessite un protocole précis et le respect de nombreuses étapes. La description détaillée qui a été exposée dans ce paragraphe constitue la base du contrôle qualité qui doit être exigé pour chaque application de forceps sur le simulateur d'accouchement. Nous verrons que l'enseignement de la pose de forceps sera réalisé avec l'aide d'un **forceps instrumenté** et d'une **interface informatique 3D,** permettant un suivi et un contrôle optimal de la trajectoire de chaque branche.

2.4 - L'accouchement par ventouse

2.4.1 - Introduction

Les extractions instrumentales peuvent également se faire [MALMSTROM 54] [CHAMBERLAIN 80] par ventouse obstétricale (figure 2.20), *ou vaccum extractor*. C'est un instrument de traction et de flexion.

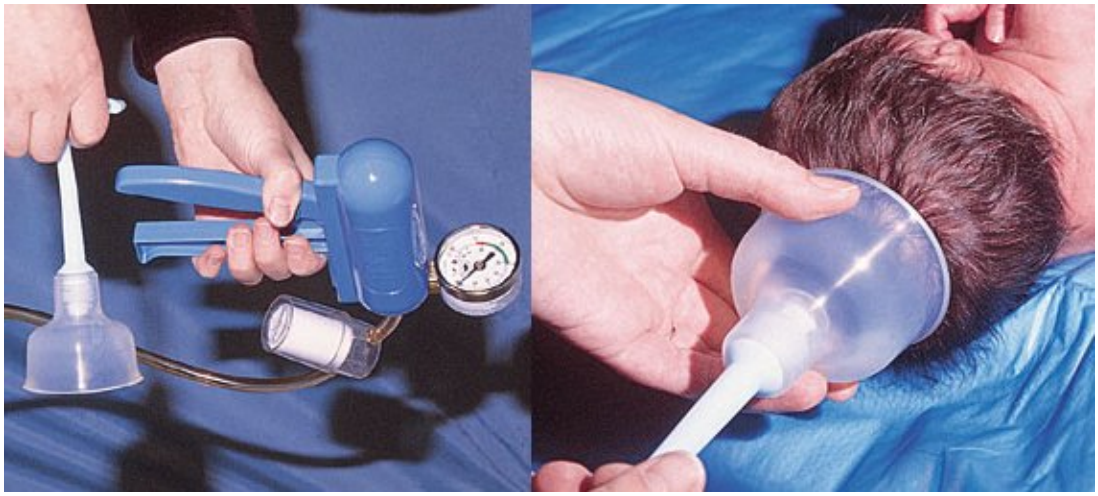


Figure 2.20 *- ventouse obstétricale.*

2.4.2 - Appareillage et mode d'emploi

L'appareil de traction classique est composé : d'une cupule en plastique de 15 mm de profondeur dont il existe trois tailles, de 30, 40 et 50 mm. La cupule est perforée en son centre ; par l'orifice passe une chaînette qui est solidarisée à un disque métallique occupant la concavité de la cupule. L'appareil d'aspiration comporte un tuyau qui joint l'autre embout de la poignée à un flacon de verre. La pompe aspirante, manuelle ou mécanique, est reliée au flacon [LUCAS 94] [MERGER 95] [MERINU 96] [JOHANSON 97] [PUTTA 00].

Il existe également des ventouses en plastique à usage unique, pour lesquelles le vide peut être fait manuellement sans la nécessité d'une pompe (figure 2.21).

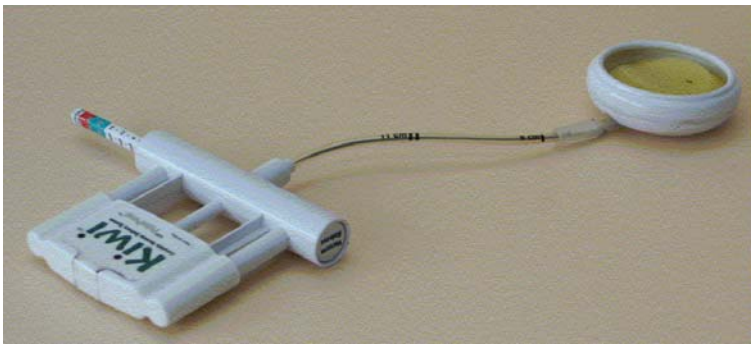


Figure 2.21 *- Ventouse en plastique à usage unique.*

2.4.3 - Indications, contre-indications, incidents et accidents

La ventouse est appliquée sur une tête fléchie et sur un plan osseux résistant. Elle ne doit pas être appliquée sur le front. Elle est responsable de certaines complications fœtales dont certaines sont spécifiques, c'est le cas des hématomes extensifs du scalp encore appelés hématomes sous galéaux. Ceux-ci peuvent entraîner des troubles de la coagulation et des troubles hémodynamiques responsables de décès néonataux. Les céphalhématomes sont également plus fréquents après ventouse [AWON 64] [SVENNINGSEN 87].

2.4.4 - Technique

La ventouse choisie généralement est celle de moyen calibre, la petite cupule est plus traumatisante et ne doit être utilisée qu'exceptionnellement. Après avoir écarté les lèvres, la cupule est introduite et appliquée sur le crâne. La pose de la ventouse doit respecter le principe de symétrie. La pompe est ensuite actionnée et crée la dépression nécessaire. Le manomètre doit atteindre 20 kPa, puis après une minute d'attente 40 kPa, et une minute plus tard 60 kPa. Tout au long de la manœuvre, la cupule est fortement appliquée grâce aux deux doigts de la main gauche. Les tractions vont s'exercer en respectant le principe de double synchronisation. Quand la main gauche peut saisir le menton, on supprime le vide, on enlève la ventouse, et on termine l'accouchement normalement.

2.4.5 - Conclusion

La méta analyse de Johanson [JOHANSON 97] a montré que la ventouse avait un taux d'échec supérieur, mais qu'elle s'accompagnait d'un taux plus faible de lésions maternelles. Les lésions fœtales potentiellement mortelles sont rares, mais ne doivent pas être négligées [MERGER 95] [WEN 01]. L'extraction par ventouse doit comme celle par forceps, répondre à des critères de qualité bien précis.

2.5 - L'accouchement aujourd'hui en France

2.5.1 - Introduction

Avant de débuter notre travail de recherche sur le banc d'essai pour l'accouchement et l'instrumentation du forceps, nous avons souhaité établir un état des lieux des extractions instrumentales en France, dans la région Rhône-Alpes. Aux États-Unis, le taux de forceps a diminué de 17,7 % en 1980 à 4 % des accouchements par voie basse en 2000, alors que pendant la même période le taux de césariennes a augmenté de 16,5 % à 22,9 % et le taux d'extraction par ventouse de 0,7 à 8,4 % [KOZAK 02]. En France, l'enquête périnatale de 1998 a montré que le taux d'extraction instrumentale était de 14,1 % en 1995 et de 12,5 % en 1998. Mais cette enquête ne différencie pas les extractions par forceps des extractions par ventouse et ne fournit pas de données concernant l'incidence des complications liées à ces modes d'accouchement [BLONDEL 00] [JOHANSON 02]. C'est la raison pour laquelle, en

mars 2003, nous avons réalisé une enquête de pratique auprès du réseau AURORE. Les objectifs de cette étude étaient : de déterminer l'incidence des extractions instrumentales en distinguant forceps et ventouse, d'étudier les pratiques individuelles d'extraction et enfin de déterminer l'incidence des complications graves liées à ces extractions au cours de l'année 2002 [DUPUIS 03b].

2.5.2 - Patientes et méthodes

Le réseau AURORE comprend 37 maternités, dont 19 établissements privés et 18 hôpitaux. Ce réseau est étendu géographiquement sur cinq départements de la région Rhône-Alpes (Rhône, Ain, Drôme, Ardèche, Isère) et comprend 156 obstétriciens. L'étude a été réalisée entre le 22 février 2003 et le 22 mars 2003. Chaque établissement a fait l'objet d'une enquête téléphonique qui a permis de connaître le nombre et le mode d'accouchement des parturientes pendant l'année 2002. L'enquête auprès des obstétriciens a été réalisée par envoi d'un questionnaire (Annexe D) anonyme individuel. Ce questionnaire comprenait cinq questions, dont une facultative.

2.5.3 - Résultats

Quarante mille neuf cent quatre-vingt-dix-huit (40 998) naissances ont eu lieu entre le 1er janvier et le 31 décembre 2002 au sein du réseau AURORE, dont 2577 accouchements par forceps et 2012 accouchements par ventouse. Le taux de réponse est de 100 % pour les établissements et de 78 % pour les praticiens (n = 121). Des ventouses sont disponibles dans 32 des 37 maternités (78 % de cupules en plastique et 46 % de cupules métalliques). Des forceps sont disponibles dans toutes les salles d'accouchement. Les forceps de type *croisé sans tracteur, croisé avec tracteur* et *parallèles* sont disponibles dans respectivement 94, 81 et 62 % des salles d'accouchement.

Le taux d'accouchement instrumental du réseau est de 11,2 %, dont 6,3 % de forceps et **4,9 % de ventouse**. En 2002, le taux de césarienne est en moyenne de 20,5 %. Le Tableau II indique les taux minimum et maximum de forceps, ventouse et césarienne par établissement.

Tableau II : Nombre d'extraction instrumentale et de césarienne.

	Minimale(%)	**Maximale(%)**	**Moyenne(%)**
Forceps	0.5	14.8	6.3
Ventouse	0	20.4	4.9
Total extraction instrumentale	4.1	26	11.2
Césarienne	12.3	32.6	20.5

L'incidence des complications est rapportée dans la figure 2.22. Aucun décès néonatal dû à une extraction instrumentale n'a été rapporté. Au total, *145 complications*

néonatales sont notées sur 4589 extractions instrumentales (3,2 %). Les complications majeures sont une embarrure (1/4589) et 14 hématomes extensifs du scalp (14/4589). Les autres complications sont les lésions cutanées (124/4589) et les paralysies faciales (6/4589). Les extractions par ventouse sont responsables d'un nombre significativement plus élevé d'hématomes du scalp (p = 0,0184), tandis que les extractions par forceps sont responsables de la seule embarrure observée et d'un nombre plus élevé de lésions cutanées (p < 0,001).

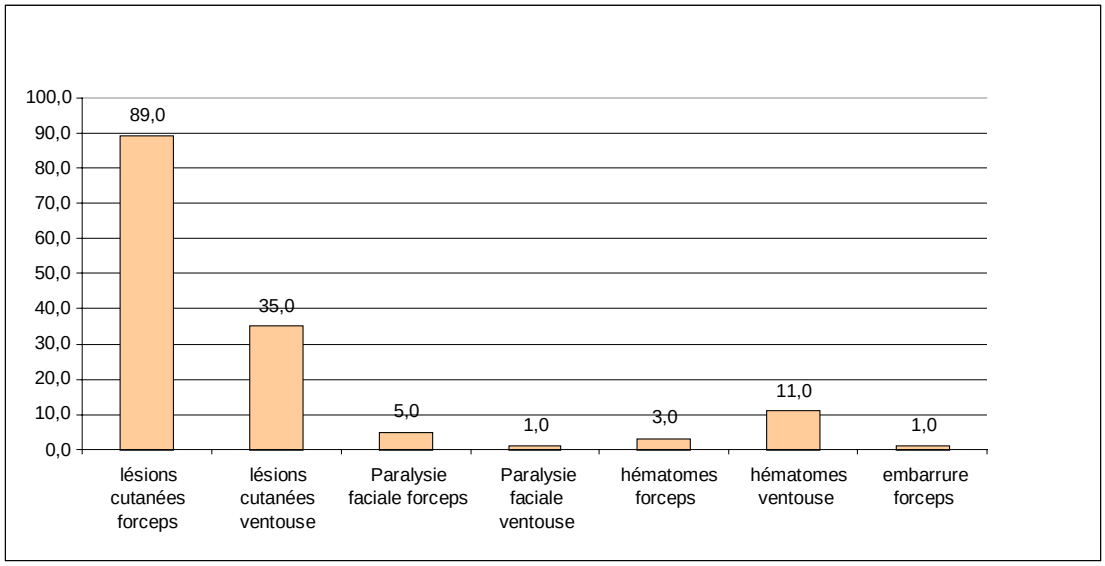


Figure 2.22 - *Nombre de complications liées aux 4589 extractions instrumentales en 2002 au sein des maternités du réseau Aurore.*

Parmi les obstétriciens qui ont participé à l'enquête, 96.7 % ne possèdent pas le diplôme de Mécanique et Technique Obstétricale, 67 % trouve la **formation excellente** (notes comprises entre 8 et 10 sur 10). Enfin, **99 % des obstétriciens plébiscitent** un enseignement des techniques obstétricales sur un **simulateur d'accouchement**.

2.5.4 - Motivation

Une telle incidence d'accouchements instrumentaux justifie les recherches dans le domaine des techniques d'extraction et dans le domaine de l'enseignement de l'extraction instrumentale et montre l'importance de l'information adéquate des parturientes. Une carence d'information sur ce taux assez élevé d'extraction instrumentale pourrait expliquer le caractère anxiogène et le vécu souvent traumatique, au moins psychologiquement, de certains accouchements chez des parturientes qui croient ces modes **d'extraction « archaïques » ou « dépassés ».**

Cette enquête a également permis d'observer les pratiques instrumentales. Le forceps est l'instrument le plus utilisé. Sur 121 obstétriciens, 120 utilisent le forceps alors que 82 seulement utilisent la ventouse. Notre étude confirme les données du réseau sentinelle des maternités, qui montrent en 2001 la prépondérance de l'utilisation du forceps au niveau

national (9,4 vs 4 %). La pratique française se distingue de la pratique américaine où l'utilisation de la ventouse domine.

Les différences de pratique au sein du réseau reflètent probablement les différences d'enseignement entre les obstétriciens qui viennent de l'école lyonnaise (forceps) et ceux qui viennent de l'école de Besançon (ventouse). Le fait que 31 % des obstétriciens n'utilisent jamais la ventouse et que seuls **24 % utilisent régulièrement les deux instruments doit inciter au renforcement de l'enseignement des pratiques instrumentales** [DUPUIS 03b]. Le résultat le plus important est **l'absence d'accident létal**, l'absence de lésions graves du globe oculaire et la rareté des embarrures et des hématomes extensifs du scalp.

En effet, les complications du pôle céphalique fœtal peuvent être séparées en deux groupes, selon qu'elles mettent en jeu ou non le pronostic vital du nouveau-né.

Parmi les premières, on citera les **embarrures crâniennes** et les décollements sous-galéaux ; les deuxièmes comprennent **les lésions cutanées, les paralysies faciales et les lésions du globe oculaire**. Dans cette étude, une seule embarrure a été observée après forceps soit une incidence d'embarrure de 1/2577 forceps (0,038 %). Cette incidence est voisine de celle retrouvée lors de notre enquête sur les embarrures survenues entre 1990 et 2000 en région Rhône-Alpes et en Île-de-France. Ces embarrures peuvent être spontanées ou liées à un accouchement par forceps ; en revanche, elles ne sont jamais liées à des applications de ventouse. Sur une série de 68 cas survenus en dix ans dans 183 maternités françaises, la mortalité est nulle, mais des séquelles neurologiques sévères sont observées dans 4 % des embarrures [DUPUIS 04a].

Les lésions cutanées sont rarement graves et pourraient être prévenues par l'application de « protège forceps » (manchons en caoutchouc qui enveloppent les cuillères). L'incidence rapportée ici est voisine de celle donnée dans la littérature [LOW 93]. L'incidence des paralysies faciales traumatiques est faible.

L'étude biomécanique de Moolgoaker a démontré que lors d'une extraction par forceps, les forces totales de compression et de traction étaient plus faibles que celles développées lors d'une extraction par ventouse [MOOLGOAKER 79]. La ventouse qui était utilisée était une ventouse de type Malmstrom, aujourd'hui délaissée car inadaptée du fait de la rigidité du système d'aspiration et de la hauteur excessive de la cupule. Cette étude expérimentale mériterait d'être réalisée avec une ventouse «moderne» de type Minicup© [RIETHMULLER 01]. Le simulateur pourra permettre de réaliser cette étude.

En conclusion, **les extractions instrumentales sont fréquentes et représentent plus d'un accouchement sur dix.** Le forceps est l'instrument le plus utilisé ; moins d'un obstétricien sur quatre utilisent fréquemment ventouse et forceps. Les complications néo-natales graves (embarrures liées aux forceps et décollements sous-galéaux liés aux ventouses) sont exceptionnelles. Au sein des facultés de Médecine, l'enseignement de ces deux modes d'extraction doit être promu **grâce au simulateur d'accouchement**.

2.6 - Forceps instrumentés

2.6.1 - Introduction

Pour permettre l'enseignement de la pose de forceps, il faut envisager un apprentissage sur **le simulateur d'accouchement avec des forceps instrumentés**. Nous développerons dans ce paragraphe l'état de l'art sur les forceps instrumentés.

2.6.2 - État de l'art

Dès les années 60, quelques auteurs se sont déjà posés la question pour connaître la valeur de l'effort de traction et de la pression de compression exercés sur la tête du nouveau-né pendant une extraction par forceps. D'après l'étude de Wylie, **l'effort de traction** mesuré avec un dynamomètre, peut atteindre pendant une extraction par forceps jusqu'à **300 N** sans provoquer d'accidents [WYLIE 63]. Pearse montre que la traction pendant un accouchement par forceps atteint en moyenne **188 N** [PEARSE 63]. Ullery montre aussi que les efforts de traction sont de l'ordre de **300 N** [ULLERY 63].

D'autres auteurs se sont intéressés aux **efforts de compression**, ces efforts sur la tête du nouveau-né peuvant atteindre jusqu'à **23 N** [ULLERY 63]. En 1986, Krieglsteiner a mis au point un système mécanique de limitation de forces sur les forceps de Bamberg qui assure une force de compression maximum de 3N sur la tête du nouveau-né et ainsi éviter les accidents [KRIEGLSTEINER 86].

En 1966, Kelly a réalisé une étude sur un forceps instrumenté [KELLY 66]. Il s'agit d'un forceps classique (Luikart-Simpson), instrumenté avec des jauges de contrainte ; ces jauges (16 au total) ont été placées sur différentes parties de la cuillère des forceps. Les résultats montrent une pression de compression de la tête qui varie entre **39 kPa et 155 kPa** et un effort de traction d'environ **200 N**. Comme la tête du nouveau-né est un solide largement déformable, la mesure de la déformation et donc celle de la pression est discutable. L'utilisation de jauges de contrainte ne permet pas d'avoir une information directe sur la pression réellement appliquée sur la tête du nouveau-né. Ces mesures de pression sont donc des mesures approximatives.

Plus tard, en 1979, Moolgoaker a comparé les efforts de compression réalisés avec différents types de forceps et une ventouse [MOOLGOAKER 62] [MOOLGOAKER 79]. Pour cela, il a utilisé un capteur hydrogonflable (figure 2.23) avec une membrane de 0.16 mm d'épaisseur.

Le capteur était placé du côté de la tête du nouveau-né. Le problème rencontré par Moolgoaker était là encore la précision des mesures, car ces capteurs ne possédaient pas de système de vérification des contacts entre les deux faces de la cellule, or les mesures ne peuvent être validées que si les deux faces de la cellule ne sont pas en contact. Par rapport au forceps de Kelly, les capteurs hydrogonflables permettaient la mesure d'une pression d'interface entre la tête du nouveau-né et les forceps. Cette pression est la pression d'interface entre deux corps. Les résultats montrent des pressions qui varient entre **21 kPa et 128 kPa**.

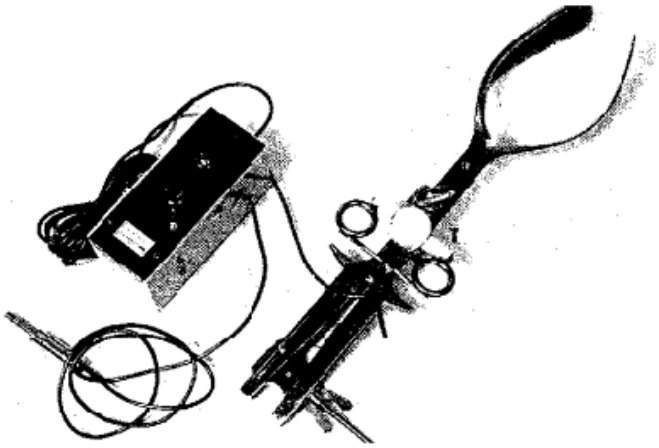


Figure 2.23 - *Forceps de Moolgoaker instrumenté avec des capteurs hydro gonflables.*

Un autre type de forceps instrumenté a été conçu en matériel polymère et inclut des capteurs à fibre optique (figure 2.24).

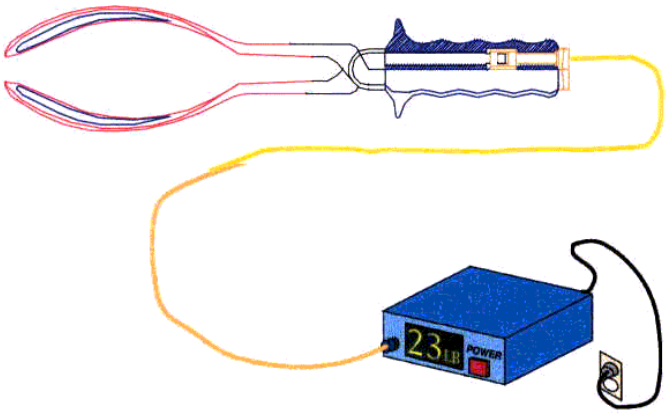


Figure 2.24 - *Forceps avec des capteurs en fibre optique.*

Ce système ne comporte pas d'analyse de la symétrie des forces et ne permet pas d'apprécier la compliance de la surface de contact [SMELTZER 97]. Or il est probable qu'une force de traction importante, appliquée de manière symétrique, soit moins dangereuse qu'une force d'intensité plus faible appliquée de manière asymétrique. Un tel système ne permet donc pas d'assurer une sécurité optimale.

D'après la littérature, les forceps instrumentés permettent de mesurer les efforts de compression et de traction appliqués sur la tête du nouveau-né. Il est important de noter que tous les forceps instrumentés réalisés à ce jour donnent des informations uniquement *quantitatives* ; aucun ne donne des informations *qualitatives* en particulier en terme de symétrie de répartition des forces de compression.

Pour permettre l'apprentissage des obstétriciens par rapport à l'application de forceps. Nous avons développé des forceps instrumentés qui sont utilisés avec le **simulateur d'accouchement** (chapitre 4).

2.7 - Conclusion

Ce chapitre nous a permis d'établir un cahier des charges encore plus précis pour le simulateur d'accouchement. L'enquête réalisée en 2002, nous montre que l'accouchement instrumentale a un taux de 11.2 % des naissances dans la Région Rhône-Alpes, soit 4590 accouchements par forceps ou ventouse. Cette enquête nous a permis aussi de souligner que 89% des obstétriciens plébiscitent un enseignement par simulateur.

Dans le premier paragraphe, nous avons montré l'évolution de cet outil de préhension utilisé au moins depuis 300 ans. Nous utiliserons le modèle de forceps du type Levret sur le simulateur d'accouchement.

Ce chapitre montre aussi les complications liées à l'utilisation d'une extraction instrumentale, ces incidents existent, mais ils sont très rares. Nous avons pu établir les principales causes d'erreurs possibles lors d'une application par forceps et l'influence de ces erreurs sur le nouveau-né. Pour la **prévention de ces accidents**, nous suggérons un **enseignement basé sur un simulateur d'accouchement et avec l'aide des forceps instrumentés**.

L'extraction instrumentale nécessite un protocole précis et doit respecter plusieurs étapes, ce protocole d'utilisation des forceps sera mis en place sur le simulateur d'accouchement et pour la suite dans les salles d'accouchement. Nous avons aussi exposé les conditions et les indications d'utilisation des forceps, ainsi que la technique d'extraction par forceps.

L'utilisation de forceps instrumentés sur le simulateur d'accouchement permettra aux obstétriciens une formation plus adaptée à corriger les erreurs d'application asymétrique des forceps sur la tête du nouveau-né. Dans le prochain chapitre, nous exposerons l'état de l'art sur les simulateurs médicaux dans l'objectif de définir un système d'apprentissage complet pour l'accouchement.

Chapitre 3- Simulateurs médicaux

Ce chapitre décrit différents types de simulateurs médicaux, dont nous donnons une nouvelle classification. Nous détaillerons les avantages de la simulation dans le domaine médical et chirurgical et formulerons les spécifications nécessaires à la conception d'un simulateur d'accouchement pour l'enseignement des techniques de diagnostic et d'extractions instrumentales.

3.1 - Introduction

3.1.1 - Historique

Le mot **simulation** vient du latin *simulatio* et selon le dictionnaire de la langue française signifie : action de ***simuler*** : reproduction expérimentale des conditions réelles dans lesquelles devra se produire une opération complexe [HACHETTE 03].

La simulation peut également être définie comme la représentation d'un objet par un modèle plus facile à étudier. C'est la reproduction artificielle du fonctionnement d'un appareil, d'une machine, d'un système, d'un phénomène.

Il peut également s'agir d'une représentation mathématique d'un certain nombre d'éléments ou composants pouvant intervenir sur un système, afin d'étudier les conséquences de la variation de certains de ces éléments. La simulation numérique possède des modèles fortement complexes qui représentent le système réel. L'informatique a largement accru l'utilisation des modèles de simulation.

Les techniques de simulation permettent de prévoir le comportement de systèmes physiques complexes (ponts, avions, fusées, centrales nucléaires, techniques médicales, etc.).

Dés 1973, l'article paru dans la revue des chemins de fer décrit un modèle général de simulation du trafic (trains et voyageurs) pour permettre l'automatisation d'une ligne de métro ; cette simulation permettait de tester différentes politiques d'exploitation et différents principes techniques [FER 73].

Le mot « **simulateur** » vient du latin *simulator*. C'est un dispositif expérimental ou un programme informatique qui permet de reproduire à l'aide d'une maquette ou d'un programme informatique, le fonctionnement réel d'un appareil à des fins d'***étude***, de ***démonstration*** ou d'***explication***.

3.2 - Simulateurs d'entraînement à la conduite des moyens de transport

Les simulateurs de vol sont les plus connus. Le premier simulateur (figure 3.1) a été inventé par E. A. Link en 1929, c'est le précurseur des simulateurs de vol moderne, il comprenait un cockpit en bois [LINK 04]. Ces simulateurs servent à l'instruction au sol, ils peuvent reproduire différentes conditions de vol ainsi que les organes de contrôle. Ils possèdent un tableau de bord commandé par des logiciels, un cockpit et des systèmes de mouvement et de visualisation (figure 3.2) [MUFFLER 85].

Les simulateurs de vol sont utilisés pour former le personnel navigant. Plusieurs types existent : l'Authentic Tactical Flight Simulator [AFTS 04], l'ELITE Simulation Solutions [ELITE 04], ou le Flyit Simulators [FLYIT 04].

Dans *l'aéronautique*, la phase d'apprentissage sur simulateur est obligatoire et précède la formation en vol.

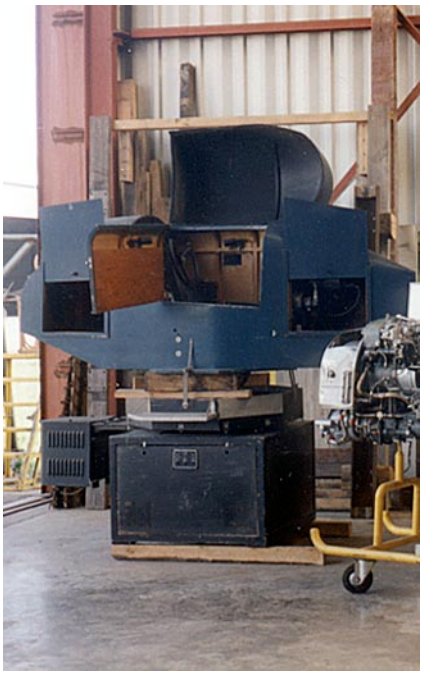


Figure 3.1 - Le simulateur Link (1929).

Ces simulateurs permettent de :

- développer des qualifications significatives avant d'autoriser la formation réelle ;
- potentialiser la qualité du temps de formation d'avion ;
- économiser de coûteuses heures de formation en vol.

Figure 3.2 - *Simulateur de vol avec système de mouvement et de visualisation.*

Simulateur de conduite automobile

Les auto-écoles utilisent de plus en plus des simulateurs de conduite ; l'élève est placé dans un poste de conduite équipé des mêmes instruments qu'une voiture réelle. Un film est projeté devant l'utilisateur [REINER 04].

Le simulateur de conduite de camion est équipé d'une cabine montée sur un système d'actionneurs pour contrôler le mouvement. Deux programmes commandent le système, l'un assure la partie dynamique et l'autre la visualisation de l'environnement [HOSKINS 02].

Des simulateurs de chariot élévateur [REINER 04], de cheval de course[1], de conduite de navire pétrolier[2] ou de capsule spatiale [AEROSPACE 04] sont également utilisés.

Nous pouvons conclure que la plupart des simulateurs de moyens de transport partagent les mêmes caractéristiques. Ils possèdent un système de mouvement pour reproduire les sensations dynamiques (**sous-ensemble mécanique**) et un système de visualisation (**sous-ensemble virtuel**) pour permettre l'*immersion* et l'*interaction avec* l'environnement.

3.3 - Simulateurs médicaux

3.3.1 - Introduction

Historiquement, les médecins apprennent et s'entraînent à de nouvelles procédures par l'observation, ou alors par la pratique sur des animaux ou des cadavres ou bien par compagnonnage. L'analyse de leurs performances sur les patients est faite sous la surveillance de praticiens expérimentés [MERRAN 00].

Avec les avancées de l'informatique, les jeunes médecins peuvent s'entraîner sur des modèles virtuels, dans un environnement virtuel, ou alors sur des simulateurs « réels », couplés à une partie virtuelle.

La simulation médicale est un domaine très actif de recherche et en forte augmentation durant les dix dernières années. L'objectif optimal est de fournir aux médecins des simulateurs réalistes qui reproduisent au mieux les comportements des patients.

3.3.2 - Simulateurs pédagogiques d'actes médicaux

Les techniques chirurgicales évoluent constamment et nécessitent une maîtrise rapide des nouvelles technologies (laser, échographie, cœlioscopie et endoscopie). À l'inverse, les pratiques pédagogiques n'ont jamais été remises en cause et n'ont pas bénéficié des *nouvelles technologies.*

La formation classique auprès du patient pose des problèmes éthiques (exposition de celui-ci à des risques liés à l'enseignement), voir médico-légaux.

[1] http://racewood.com
[2] http://www.sogreah.fr

L'utilisation de simulateurs d'instruments médicaux apparaît donc comme une solution prometteuse pour la formation instrumentale d'un praticien et l'évaluation de ses compétences.

Par exemple en obstétrique, de nombreuses situations imposent d'une part un délai de réalisation le plus court possible (cas des extractions instrumentales) et sont réalisées d'autre part dans un contexte de stress important qui peut nuire à l'apprentissage. L'apprentissage auprès du patient est de facto un apprentissage qui requiert *une synthèse quasi immédiate de plusieurs paramètres*.

Ainsi dans le **cas de l'extraction instrumentale,** l'interne doit appréhender quasi simultanément plusieurs dizaines de constantes :

- des paramètres *maternels* : qualité de l'analgésie, degré de coopération, degré de compréhension, géométrie du bassin, degré de dilatation cervicale ;
- des paramètres *fœtaux* : type de rythme cardiaque fœtal, degré de bosse séro-sanguine, degré d'engagement, type de présentation, variété de la présentation, degré de flexion, degré d'asynclitisme ;
- des paramètres *organisationnels* : présence de la sage femme, disponibilité du bloc opératoire, etc.

Compte tenu des contraintes temporelles et du faible nombre d'extractions instrumentales, l'enseignement in vivo ne permet pas un enseignement adéquat.

3.3.3 - Apport des nouvelles technologies

La réalisation de simulateur médicaux n'est devenue possible qu'avec l'apport des nouvelles technologies [CHAILLOU 95] [CHAILLOU 96] [CHAILLOU 97] :

- **Navigation et Interaction** : le contact mécanique entre l'outil que tient le chirurgien et l'organe nécessite un retour d'effort ;
- **Modélisation de corps déformables.** Contrairement aux simulateurs de vol les simulateurs d'êtres vivants doivent reproduire des interfaces molles et représenter fidèlement les organes et leurs réactions aux contraintes mécaniques ;
- **Puissance de calcul** : les calculs doivent être effectués en temps réel sur un cycle de 1ms ;
- **Puissance graphique** : le réalisme graphique nécessite différentes textures, une haute résolution, de nombreux polygones pour les détails des organes et un éclairage adéquat ;
- **Visualisation performante**.

3.3.4 - Avantages de la formation sur simulateurs

En prenant l'exemple de la conduite aéronautique, l'apprentissage de l'acte chirurgical peut également bénéficier de l'apport des simulateurs. Les simulateurs chirurgicaux offrent les bénéfices suivants :

Bénéfices pour les patients :

1. Diminution des risques « patient » ;
2. Diminution du temps de formation nécessaire avec les patients ;
3. Réduction des complications liées au non respect des protocoles opératoires : diminution de la morbidité maternelle et néonatale liée à l'accouchement ou à l'extraction instrumentale.

Bénéfices pour l'enseignement :

1. Entraînement pré-opératoire (préparation d'opérations réelles délicates) ;
2. Formation des principes fondamentaux, des procédures de base mais aussi des événements critiques (différents niveaux de difficulté) avec ou sans stress environnemental ;
3. Simulations de situations ou pathologies rares ;
4. Formation **individuelle** et formation au travail **en équipe** avec sage femme, anesthésiste, interne… ;
5. Formation **adaptable** aux besoins de chaque interne ou sage-femme ;
6. Absence de contraintes temporelles, possibilité de répétition selon les nécessités (nombre de simulations illimitées) ; formation respectant le biorythme ;
7. Homogénéisation de la formation des praticiens qui ne dépend plus de la qualité du compagnonnage, via le développement de programmes pédagogiques;
8. « debriefing » après la séance de formation ;
9. Évaluation de l'élève (film, enregistrement audio..) par un tiers ou en auto-évaluation ;
10. Nécessité légale de formation ;
11. Certification des élèves (outil de formation continue).

Bénéfices pour la société

1. gain de temps opératoire, gain d'anesthésie, gain financier (par la diminution des temps opératoires des médecins en formation).

Autres bénéfices :

1. Absence de nécessité d'expérimentation animale ;
2. Permet l'expérimentation de nouvelles techniques.

3.4 - Classification des simulateurs médicaux

Quelques auteurs ont proposé quelques classifications pour les simulateurs médicaux, comme la *classification en catégories* [MELLER 97], et la *classification en générations* [DELINGETTE 99]. Dans ce paragraphe, nous présentons une *troisième classification* qui regroupe les simulateurs en systèmes passifs ou actifs, mécaniques ou virtuels. Nous détaillons dans les prochains paragraphes ces classifications.

3.4.1 - Classification par Catégories

3.4.1.1 - Simulateur d'environnement ou d'immersion complet (SEC)

C'est le plus complexe des simulateurs. Tout comme le pilote qui est immergé dans une reproduction complète, très réaliste de l'environnement, le médecin est ici immergé au sein d'une situation de haute fidélité.

Exemple le « *Patient Simulator* » (figure 3.3) [GABA 04] ou le « the Human Patient Simulator (METI[3]) » (figure 3.4).

Figure 3.3 *- SimMan[4] – Universal Patient Simulator.*

Dans ces systèmes le médecin agit sur un mannequin instrumenté. Ce denier, respire, parle, etc.. Ce simulateur permet aux étudiants de réaliser des consultations et des prises de décision.

3.4.1.2 - Simulateur d'entraînement partiel de tâches (SEPT) ou Simulateur d'immersion Partielle (SIP)

Ce simulateur est un sous-ensemble du précédent. Les SEPT ont des coûts inférieurs aux SEC, dus à la nature spécifique de chaque simulateur.

[3] http://www.meti.com/
[4] http://www.laerdal.com/simman/simman.htm.

Exemple le *simulateur d'un bras de mannequin*, utilisé pour s'exercer au placement des cathéters intra-veineux.

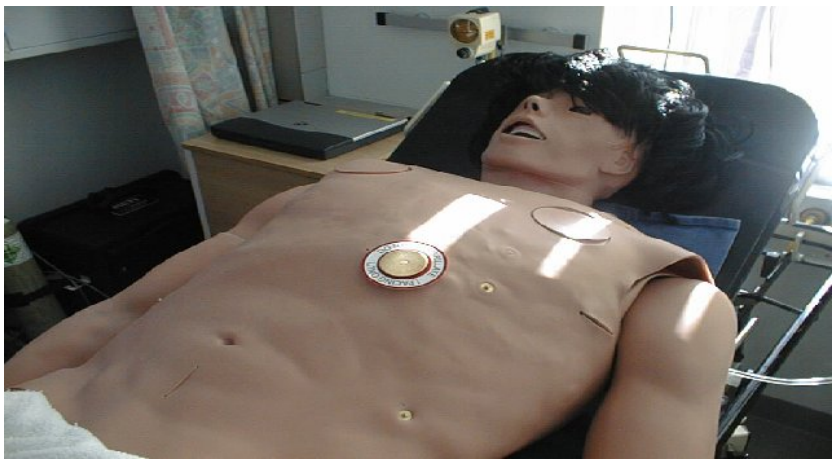


Figure 3.4 - *The Human Patient Simulator.*

3.4.1.3 - Simulateur d'enseignement assisté par ordinateur (SEAO)

Ce sont des programmes informatiques qui fonctionnent sur un poste de travail multimédia avec un graphique tridimensionnel (3D). Le plus souvent, la simulation sur SEAO utilise des modèles mathématiques relatifs au comportement physique et mécanique de l'environnement étudié. Ces simulateurs utilisent le concept de réalité virtuelle[5] [FUCHS 03] où l'utilisateur est immergé dans un environnement virtuel et ressent les sensations par retour d'effort (figure 3.5).

Figure 3.5 – *Exemple d'un outil à retour d'effort (Haption[6]) utilisé dans un simulateur d'enseignement assisté par ordinateur.*

[5] La réalité virtuelle est une technologie graphique. Elle est utilisée pour créer des événements et des objets fictifs dont l'objectif est de simuler une scène 3D pour permettre la manipulation virtuelle.
[6] http://www.haption.com/v3/fr/indexFr.htm.

Par exemple, il existe les simulateurs d'entraînement aux piqûres avec des systèmes à retour d'effort (METI) utilisés pour la formation des jeunes médecins.

Cette *première classification* permet un regroupement des simulateurs médicaux de manière générale. Elle peut être utilisée dans une première approche, mais elle nous semble très vaste et générique pour **classer les simulateurs d'accouchements** comme nous le verrons dans les prochains paragraphes.

3.4.2 - Classification par Générations

Satava propose une classification des simulateurs médicaux en **trois générations** (figure 3.6) [SATAVA 96] [SATAVA 97] [SATAVA 98] :

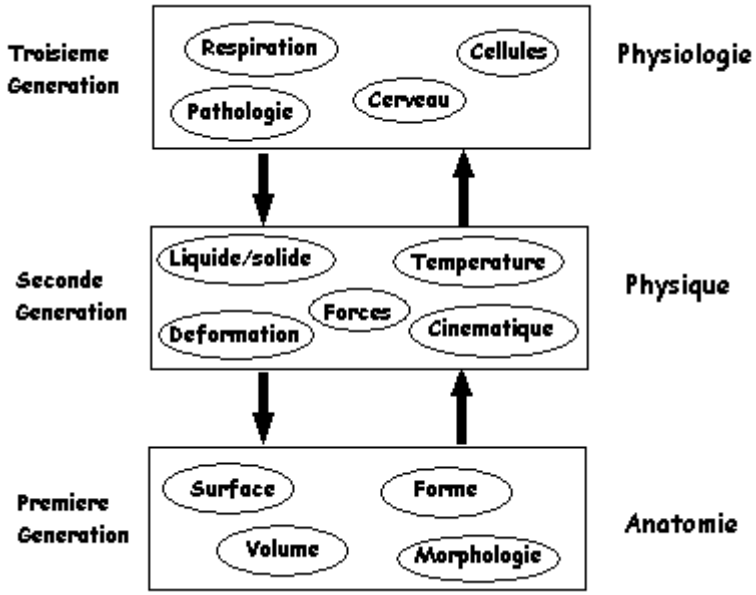


Figure 3.6 - Les trois générations de simulateurs médicaux Satava.

3.4.2.1 - Simulateurs de première génération

Ces simulateurs décrivent uniquement l'anatomie, en particulier la *géométrie,* des structures mises en jeu dans une intervention chirurgicale. L'utilisateur peut se déplacer virtuellement dans le corps humain et dispose d'une interaction assez limitée avec le modèle géométrique des organes. Exemple : les simulateurs développés pour réaliser des endoscopies virtuelles, commercialisés sur des systèmes d'imagerie médicale.

3.4.2.2 - Simulateurs de deuxième génération

Les simulateurs utilisent des informations *géométriques*, et des informations physiques liées à la *nature déformables des tissus mous,* ce type de simulateur simule l'aspect biomécanique des organes. Ils peuvent simuler les *gestes de section ou de suture.* Exemples :

simulation de cholecystectomie, d'arthroscopie du genou ou de chirurgie gynécologique [DELINGETTE 99].

Les différents composants sont :

- la modélisation géométrique ;
- la modélisation physique ;
- l'instrument virtuel ;
- le retour visuel ;
- le retour d'effort.

3.4.2.3 - Les simulateurs de troisième génération

Ce type de simulateurs possède des *informations physiologiques* en plus des informations anatomiques et physiques.

Des environnements virtuels sont employés pour simuler les phénomènes physiques et représenter des objets réels. L'objectif est de reproduire aussi fidèlement que possible l'environnement réel ; en intégrant les propriétés physiques des objets, leur comportements physiques et leur contraintes environnementales.

Les simulateurs de deuxième et troisième générations ont des modèles mathématiques relatifs au comportement physique et physiologique des tissus humains. La caractérisation de ces comportements biomécaniques est la plus grande contrainte.

Des contraintes importantes existent également sur le temps de calcul des lois de comportement physiques et physiologiques. Il est en effet indispensable d'immerger l'utilisateur dans un environnement virtuel. Le retour visuel, nécessite un minimum de 30 images par seconde ; le retour d'effort nécessite le calcul de 300 à 1000 consignes de force par seconde [DELINGETTE 99].

Cette *deuxième classification*, regroupe les simulateurs médicaux où l'aspect mécanique du simulateur n'est pas pris en compte. Les simulateurs sont des systèmes informatiques « virtuels » avec des modèles biomécaniques des organes, modélisés de manière complexe, détaillé ou non.

3.4.3 - Nouvelle classification des simulateurs médicaux

Nous proposons cette nouvelle classification qui a été créée dans l'objectif de classer les simulateurs en fonction de leur ***nature***, c'est-à-dire par rapport à *leurs composants*. Les simulateurs médicaux peuvent avoir des modèles mathématiques ou des mannequins, des systèmes avec réalité virtuelle ou réalité augmentée[7] [FUCHS 03], des systèmes actifs ou passifs.

[7] Réalité augmentée consiste à superposer un modèle informatique, ainsi que d'autres informations pertinentes, sur une image réelle correspondante. Elle caractérise tout système qui améliore la perception de l'opérateur vis à vis de l'environnement réel.

3.4.3.1 - Simulateurs Anatomiques (SA)

Ce sont les plus simples. Les mannequins, représentant l'anatomie, sont de simulateurs ***passifs*** qui *n'interagissent pas avec l'opérateur*. Ils peuvent être en plastique, tissu, caoutchouc ou en matériaux déformables (silicone, latex, etc.). Les SA n'ont aucune instrumentation, ni programmes de visualisation. Ex : vaisseaux de l'abdomen [ELASTRA 04] ; simulateur d'accouchement (SIMULAIDS[8]), *utilisé aujourd'hui dans les Écoles de Sages Femmes* [SWEENEY 93] (figure 3.7) ; ou encore le simulateur pour l'examen pelvien (SIMULUTION[9]) (figure 3.8), etc.

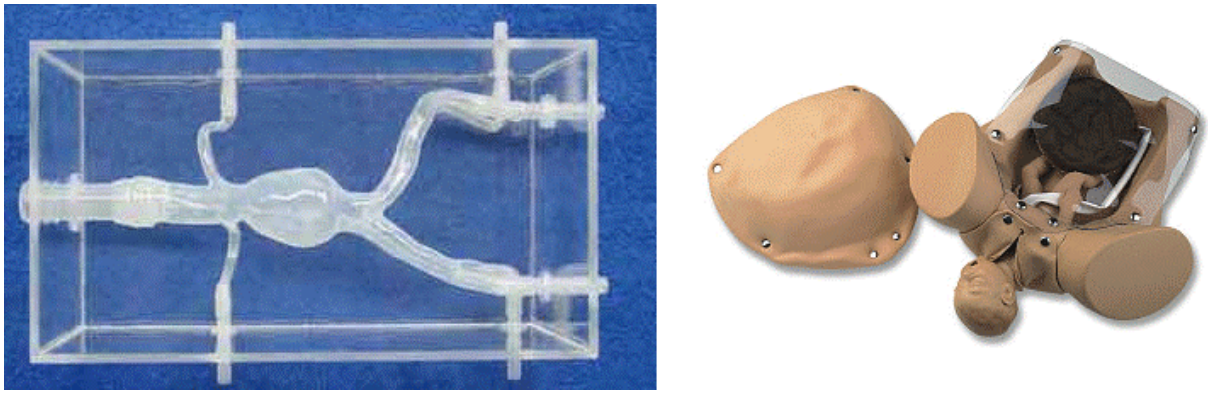


Figure 3.7 *- Simulateurs Anatomiques.*

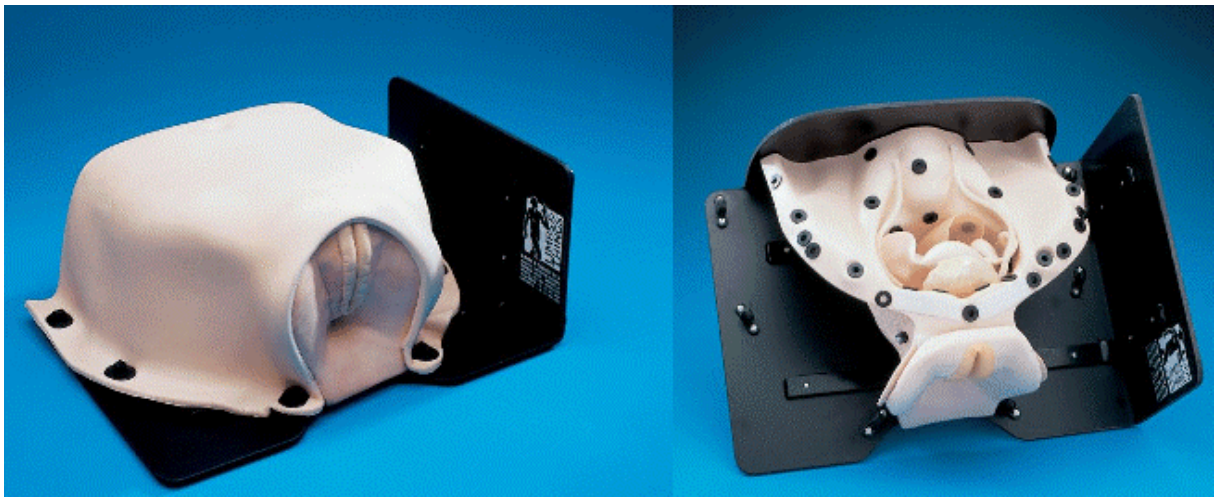


Figure 3.8 *- Simulateur pour l'examen pelvien.*

3.4.3.2 - Simulateurs Virtuels (SV)

Ce sont des simulateurs avec des modèles 3D, représentant chaque organe. Certains de ces simulateurs peuvent avoir des modèles mathématiques représentant le comportement

[8] http://www.simulaids.com/
[9] http://www.simulution.com/

anatomique et biomécanique des organes. Les SV n'offrent pas une *interactivité* avec l'opérateur, à part les interfaces 3D pour la visualisation des données.

3.4.3.3 - Simulateurs Virtuels avec Retour d'Effort (SVRE)

Ces simulateurs se distinguent du fait de l'existence de systèmes de retour d'effort qui permettent à l'utilisateur de ressentir ses mouvements dans le monde virtuel. Nous trouvons dans cette classe tous les simulateurs qui utilisent la réalité virtuelle, couplée avec des modèles biomécaniques. L'opérateur est ainsi immergé dans un monde virtuel grâce à les systèmes de **retour d'effort**. Exemple : les simulateurs des sociétés SIMBIONIX[10], Immersion[11], etc.

3.4.3.4 - Simulateurs Anatomiques Instrumentés et/ou Virtuels (SAIV)

Ces simulateurs, plus complexes, offrent à l'utilisateur une meilleure immersion dans l'intervention simulée (exemple : l'examen gynécologue ; E-Pelvis [PUGH 01b]). Par rapport aux SA, les SAIV utilisent des mannequins et des instruments médicaux instrumentés avec des capteurs *d'effort, de position, de pression, d'accélération ou tactiles*.

Dans ces systèmes, l'utilisateur ressent les **efforts réels** produits par les systèmes mécaniques du simulateur (*simulateur **actif***). Les SAIV augmente l'immersion de l'opérateur grâce aux interfaces haptiques[12], graphiques (visualisation 3D ou de la réalité virtuelle) et acoustiques. Ces interfaces facilitent l'enseignement et l'entraînement.

Conclusion

Cette nouvelle classification permet de regrouper de façon plus détaillée les simulateurs médicaux. Dans les prochains paragraphes, nous exposerons quelques exemples de simulateurs médicaux actuellement disponibles ou en cours de développement dans les laboratoires de recherche. Nous remarquons que la plupart sont des simulateurs du type SVRE ou SAIV.

3.5 - Simulateurs chirurgicaux

3.5.1 - Introduction

Les simulateurs pédagogiques médicaux sont développés et élaborés conformément aux fonctionnalités spécifiées par les équipes cliniques et dotés de logiciels d'accompagnement pédagogique. Leurs objectifs sont de proposer des outils simulant fidèlement la réalité et permettant l'acquisition des techniques chirurgicales.

[10] http://www.simbionix.com/
[11] http://www.immersion.com/medical/
[12] haptique vient du verbe grec hapesthai, qui signifie toucher et manipuler. C'est une caractéristique des interfaces qui donnent des sensations par le toucher .

3.5.2 - Simulateurs d'interventions chirurgicales

3.5.2.1 - Simulateurs de Laparoscopie

Simulateur de chirurgie laparoscopique

En Suisse, un système d'entraînement à la chirurgie mini-invasive a été développé par l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL) [BAUMANN 97]. Le simulateur est composé de deux parties :

- **partie visuelle** : une image virtuelle issue de la manipulation infographique de modèles 3D représentant les organes humains ;
- **partie haptique** : qui permet de restituer au chirurgien la sensation de retour d'effort due aux manipulations des organes.

Avec ce système, le chirurgien peut apprendre et/ou optimiser le geste chirurgical.

Une analyse des procédures mini-invasives a permis de déterminer les besoins principaux pour le système de retour de force. Un système mécanique qui simule les interactions entre outils chirurgicaux et les organes virtuels, a été installé dans un mannequin. C'est un mécanisme hybride : parallèle-série sphérique à retour d'efforts avec un pivot virtuel, le « PantoScope » (figure 3.9) [BAUMANN 97].

Pour la simulation des organes virtuels, le concept de contrôle de force implicite, avec compensation active des efforts de frottement et de la gravité, est employé. Ainsi, des attributs statiques et dynamiques des objets virtuels, tels que la masse, l'élasticité et la viscosité, peuvent être simulés dans une plage de dynamique importante.

Un concept de contrôle supervisé est proposé pour la connexion du système à retour de force avec les modèles des organes calculés sur une station graphique séparée.

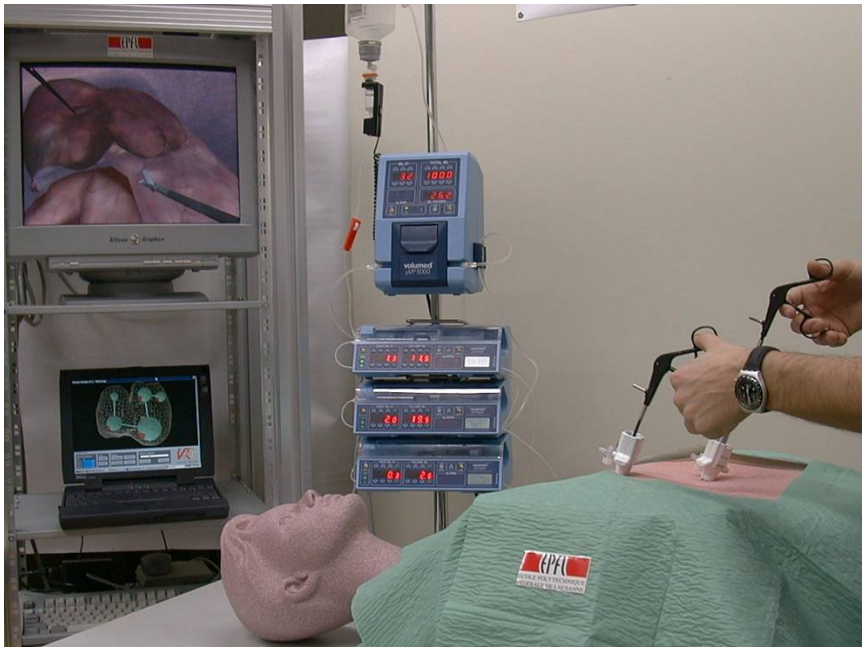


***Figure 3.9** - Simulateur pour la chirurgie laparoscopique - (EPFL).*

Système d'entraînement à la chirurgie endoscopique virtuelle

Le Virtual Endoscopic Surgery Training (VEST), développé en Allemagne (Forschungszentrum Karlsruhe) [KISMET 04], est un simulateur pour l'entraînement des interventions de chirurgie mini-invasive. Il dispose d'un environnement virtuel, de vrais instruments chirurgicaux et endoscope (figure 3.10). L'opérateur ressent un retour d'effort quand les instruments sont en contact avec les organes virtuels [KUHNAPFEL 95] [ÇAKMAK 00].

Le VEST dispose d'une bibliothèque d'organes réalistes et permet la simulation en temps réel des déformations et des manipulations d'organes.

Le système d'entraînement à la chirurgie endoscopique virtuelle permet aux chirurgiens de s'entraîner aux chirurgies laparoscopiques et gynécologiques [ÇAKMAK 03].

Figure 3.10 - *Virtual Endoscopic Surgery Training (VEST).*

Simulateur Pédagogique d'Interventions Cœlioscopiques (S.P.I.C) à visée gynécologique

Le prototype du simulateur chirurgical possède un manipulateur restituant une interface la plus proche possible de la réalité. Il est équipé d'une caméra et de deux pinces, dont les positions sont mesurées grâce à des capteurs. Une cavité pelvienne a été également modélisée avec les principaux organes, à partir de mesures effectuées sur des patientes [JAMBON 97] [JAMBON 98] [JAMBON 00]. Un logiciel permet la visualisation en temps réel de l'environnement opératoire, ainsi que la détection des collisions entre outils et organes. Il intègre un protocole de formation pour l'apprentissage de gestes techniques de base en cœlioscopie. La partie informatique est constituée d'un ordinateur permettant, d'une part de visualiser sur un écran les pinces, les organes pelviens et la cavité pelvienne, et d'autre part de simuler le déplacement des instruments.

Simulateur d'entraînement pour la chirurgie endoscopique

Ce simulateur pour la chirurgie endoscopique a été développé dans le cadre du projet européen MISSIMU (Minimal Invasive Surgery SIMUlator). Il est composé d'un outil flexible supporté par une représentation fidèle du patient et d'un environnement opératoire réaliste. Il comporte des modèles d'organes virtuels, un mannequin avec l'abdomen et des trocarts à position réglable selon la procédure choisie, des instruments d'endoscopie réels et un système de retour d'effort sur les instruments (figure 3.11). Il peut être employé pour la chirurgie gastro-intestinale et l'urologie [KAROUIA 04].

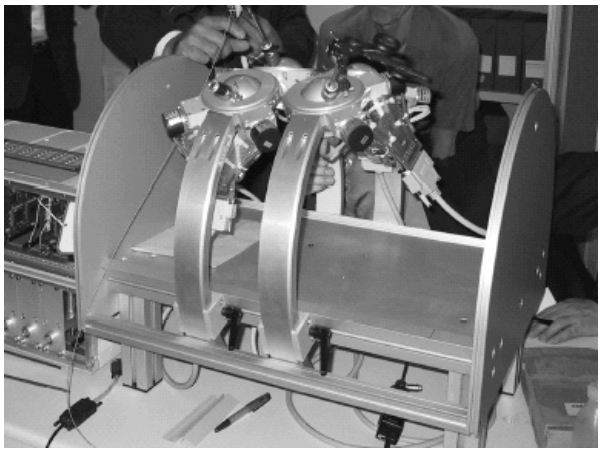


Figure 3.11 *- Simulateur MISSIMU.*

Simulateur de chirurgie hépathique

Le simulateur de chirurgie laparoscopique du foie (figure 3.12) a été développé dans le cadre du projet Epidaure à l'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique de Sophia-Antipolis, en collaboration avec l'IRCAD (Institut de Recherche Contre les Cancers de l'Appareil Digestif).

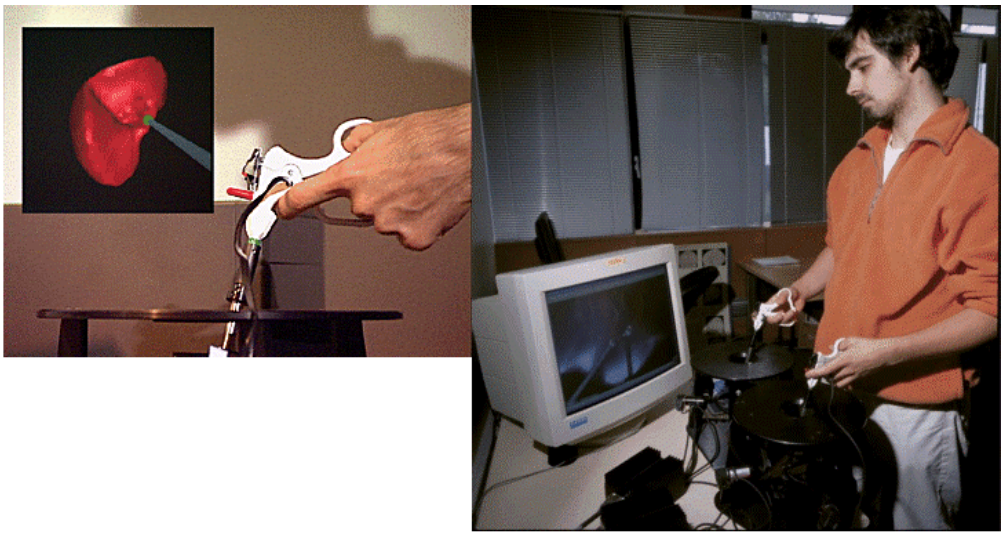


Figure 3.12 *-Simulateur de chirurgie hépatique.*

Dans ce prototype, l'utilisateur peut interagir à l'aide de deux instruments **chirurgicaux à retour d'effort,** en déformant et en découpant le parenchyme hépatique. Le comportement physique du foie est modélisé comme un matériau élastique linéaire ce qui permet d'une part de correctement représenter les petites déformations et d'autre part d'accélérer les calculs de déformations et de forces en pré-calculant la réponse du modèle physique [COTIN 96a] [COTIN 96b] [COTIN 96c] [COTIN 98].

Ce simulateur pourrait aussi servir de banc d'essai pour tester des nouveaux instruments chirurgicaux en vue d'assister le chirurgien qui télé-opère un système robotique. Comme les systèmes de vision permettant de déplacer automatiquement par asservissement visuel les instruments laparoscopiques [KRUPA 03].

3.5.3 - Simulateurs d'observation

Simulateur pour l'apprentissage de l'Echo-Endoscopie Digestive

Ce simulateur est développé dans un centre de recherche en Informatique et en Génie Biomédical à Lille. Le Simulateur Pédagogique d'Echo-Endoscopie Digestive (SPEED) se compose d'une *partie mécanique, d'une partie simulation numérique et d'une partie visuelle*. L'interface mécanique mesure l'amplitude des manipulations exercées par le praticien pour chaque degré de liberté [VARLET 97a] [VARLET 97b]. Elle est composée :

- d'un endoscope, coté praticien ;
- d'un système composé de capteurs de position, coté patient virtuel (figure 3.13).

Figure 3.13 - *Le Simulateur pédagogique d'Echo-Endoscopie Digestive (SPEED), la boîte grise représente le mannequin instrumenté.*

La partie *simulation numérique* reproduit les frottements, glissements, forces appliquées et ressenties lors de la manipulation de l'endoscope dans les voies digestives. Cette partie numérique informe la partie simulation échographique sur la position et l'orientation de la sonde par rapport aux organes.

Une autre *partie visuelle* permet de faire la simulation échographique. Pour cela les auteurs ont établi un modèle mathématique qui permet de représenter les surfaces des organes : duodénum, vésicule biliaire, reins, ...

Ce type de simulateur peut faciliter l'apprentissage des interventions écho-endoscopiques, il permet aux gastro-entérologues en formation de s'initier à la pratique de ces techniques.

Simulateur endoscopique gastro- intestinal

Ce simulateur (figure 3.14) est développé dans le Georgia Institute of Technology and the Medical College of Georgia (GIT/MCG). Il possède un système de visualisation et de retour d'effort. Le simulateur se compose d'une interface physique de simulation, dans laquelle un endoscope est inséré, et d'un ordinateur pour le contrôle de l'environnement virtuel. Une session de simulation commence quand l'endoscope est introduit dans la bouche du mannequin [PEIFER 96].

Un système de position électromagnétique (Polhemus[13]) permet de suivre le mouvement de l'endoscope à l'intérieur du mannequin et avec l'aide du modèle virtuel anatomique, l'utilisateur suit la progression de l'endoscope. Des servomoteurs complètent le système à retour d'effort et reproduisent les réactions de l'endoscope sur les organes.

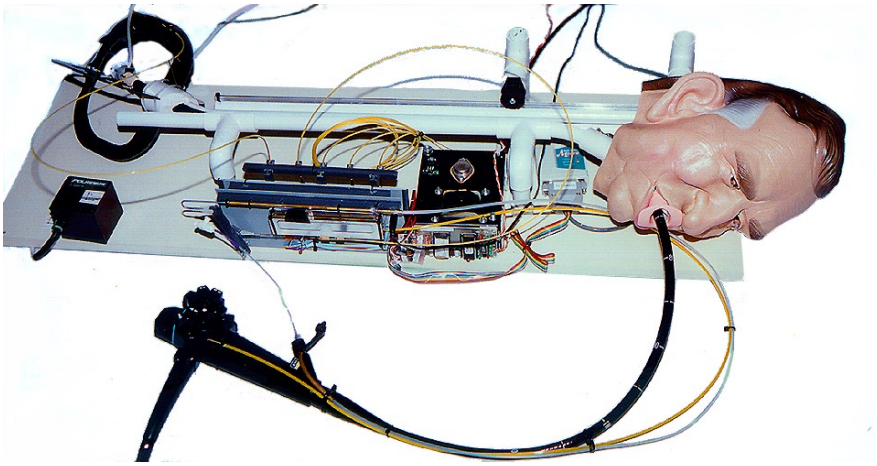


Figure 3.14 - *Endoscopic Retrograde Cholangio-Pancreatography (ERCP).*

Simulateur d'échographie

L'examen échographique nécessite un apprentissage de la technique, du positionnement de la sonde, de la représentation spatiale des organes et de la topographie des lésions. Le simulateur d'échographie permet la pratique d'échographie dans des conditions assez proches de la réalité, facilement reproductibles [CLAUDON 00].

Le principe général associe une acquisition simultanée des images issues de l'échographe et de la localisation spatiale de la sonde, puis la reconstruction d'un volume 3D grâce à une sonde virtuelle.

La société MedSim (Israel) [MEDSIM 04] développe, depuis 1994, le système UltraSim figure 3.15), permettant d'étudier de nombreux organes, disposant de pseudosondes,

[13] http://www.inition.co.uk/inition/product_mocaptrack_polhemus_patriot.php.

du mode écho-Doppler (pour l'étude de la circulation artérielle ou veineuse), et d'une banque de données de cas normaux ou pathologiques.

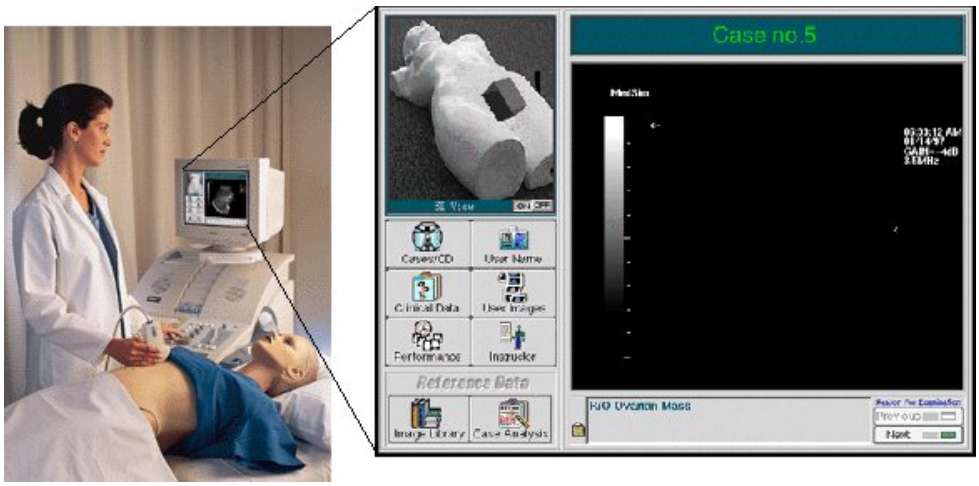


Figure 3.15 - UltraSim® Ultrasound Training Simulator [MEDSIM 04].

Simulateur d'échocardiogramme

Ce simulateur utilise le concept de réalité augmentée qui combine des objets en 3D virtuels et des images réelles pour simuler un examen échocardiogramme. Le mannequin est équipé d'un cœur virtuel et d'un capteur électromagnétique qui donne la position et l'orientation de la sonde (figure 3.16) [WEIDENBACH 04].

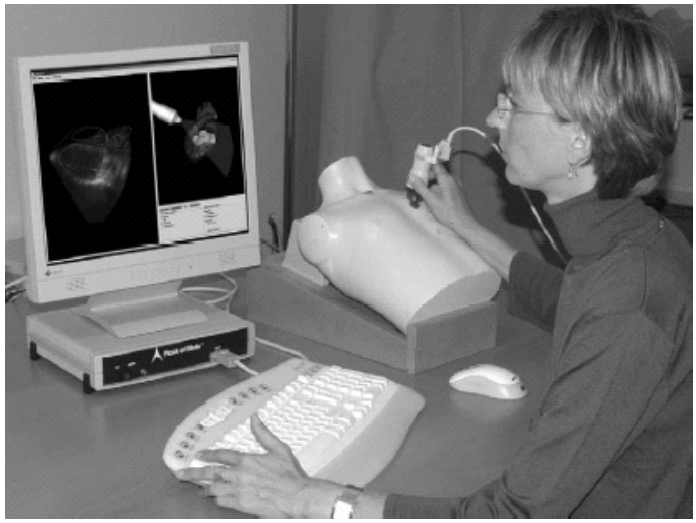


Figure 3.16 - *Simulateur d'échocardiogramme (Allemagne).*

Simulateur de bronchoscopie

L'AccuTouch Bronchoscopy (figure 3.17) qui a été développé par Immersion Medical, se compose d'un bronchoscope flexible, d'un mannequin instrumenté, d'une interface graphique et d'un logiciel de simulation.

L'ensemble de ces composants crée un environnement réaliste et immersif pour la formation à la technique de la bronchoscopie [OST 01]. Le bronchoscope est équipé d'un système à retour d'effort pour reproduire les forces ressenties lors d'une intervention.

Figure 3.17 - *Simulateur de bronchoscopie (AccuTouch Bronchoscopy).*

3.5.4 - Simulateurs dans d'autres domaines médicaux

Simulateur orthopédique pour le remplacement total de la hanche

Cet outil a été développé à l'EPFL. Ce simulateur (figure 3.18) possède un bras manipulateur à 6 degrés de liberté (ddl) et un système à retour d'effort.

Figure 3.18 - *Simulateur pour la planification et la navigation orthopédique.*

Le logiciel de navigation fournit une aide au chirurgien, lui permettant de placer avec précision les outils et la prothèse. A parti des images 3D, le chirurgien peut s'entraîner sur le

simulateur avant de réaliser l'intervention sur le patient. Le simulateur permet de faire une planification pré-opérative [ROCHAT 02] [ZAMBELLI 03].

Simulateur d'arthroscopie

Le simulateur se compose d'une *partie mécanique et d'une partie informatique* : L'interface mécanique contient une épaule réelle. Cette épaule restitue les sensations tactiles, ainsi que les éléments du champ opératoire. Elle respecte les caractéristiques des structures palpées (os, cartilages, ligaments...) en termes de taille (moulage), forme et consistance. La partie mécanique permet un rendu des contraintes exercées sur l'arthroscope et la palpation des structures visualisées [LIFL 04].

Le simulateur engendre en temps réel des images 3D de l'articulation. Ces images de synthèse sont reconstruites à partir de coupes de scanner. Des capteurs de position électromagnétiques assurent une parfaite synchronisation entre les modèles mécaniques et informatiques ; d'autres capteurs transmettent au simulateur la position des pièces mobiles.

Un simulateur de chirurgie arthroscopique [DIONISIO 97] a également été développé en Allemagne. Ce type de simulateur utilise le concept de réalité virtuelle.

Simulateurs Ophtalmologique (Pix Eyes)

Ce simulateur possède une lampe à fente, un système de capture des mouvements du praticien et reproduit une image de synthèse réaliste de la rétine (figure 3.19). Les effets du traitement laser sont également simulés de manière réaliste. Un logiciel pédagogique intégré permet aux étudiants d'effectuer des sessions de simulation avec ou sans la présence de leurs enseignants ; ces derniers peuvent ainsi corriger en différé les sessions de leurs étudiants [DUBOIS 95a] [DUBOIS 95b].

Figure 3.19 - *Simulateur Ophtalmologique*

Ce simulateur a comme fonction l'apprentissage par simulation des conditions réelles des techniques de diagnostic et de traitement laser (SIMEDGE[14]).

Un autre type de simulateur pour la chirurgie de l'œil a été également développé par le Georgia Institute of Technology and the Medical College of Georgia [McKEOWN 92] [SINCLAIR 98].

Simulateur de pose d'implants dentaires

Cet outil permet d'augmenter la précision de la pose d'implants dentaires (figure 3.20). Il a été conçu pour aider les dentistes à mettre en place des implants. Ce simulateur utilise l'imagerie scanner, un logiciel de visualisation et de planification et un outil de perçage (TECHDENT[15]) pour guider le dentiste à réaliser son geste [DUTREUIL 01].

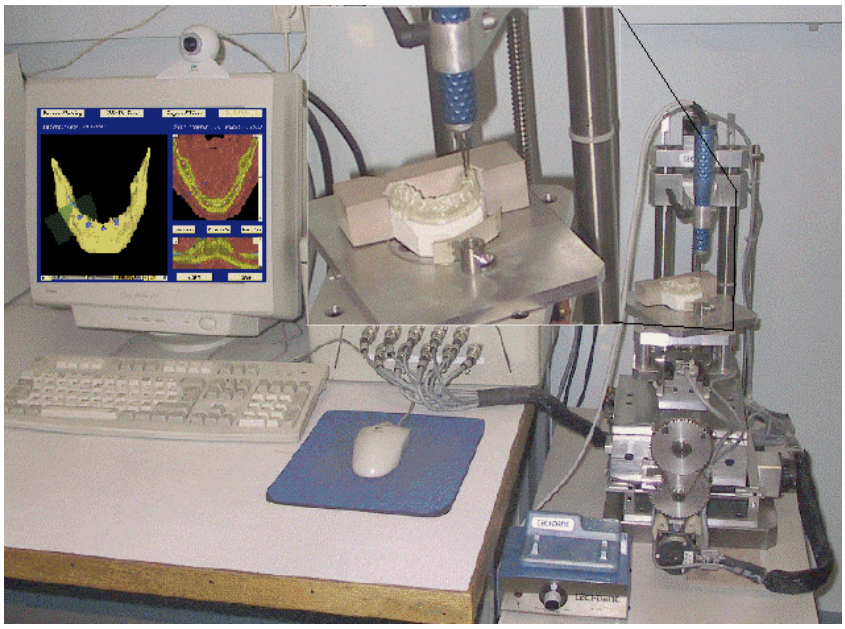


Figure 3.20 - *Simulateur pour la planification des implant dentaires.*

Simulateur de cardiologie

Le « Cardiology patient simulator » (figure 3.21) est développé par Japanese Educational Clinical Cardiology Society. Il permet la simulation de la fréquence cardiaque et de la respiration, de mesurer le pouls (pulsation), de faire un électrocardiogramme (ECG) ou d'ausculter le patient. Les médecins utilisent un stéthoscope classique. Le mannequin pèse 50 kg et il est facilement transportable ; des tubes en caoutchouc simulent les pulsations [TAKASHINA 97].

[14] http://www.simedge.com/
[15] http://www.techdent.fr/

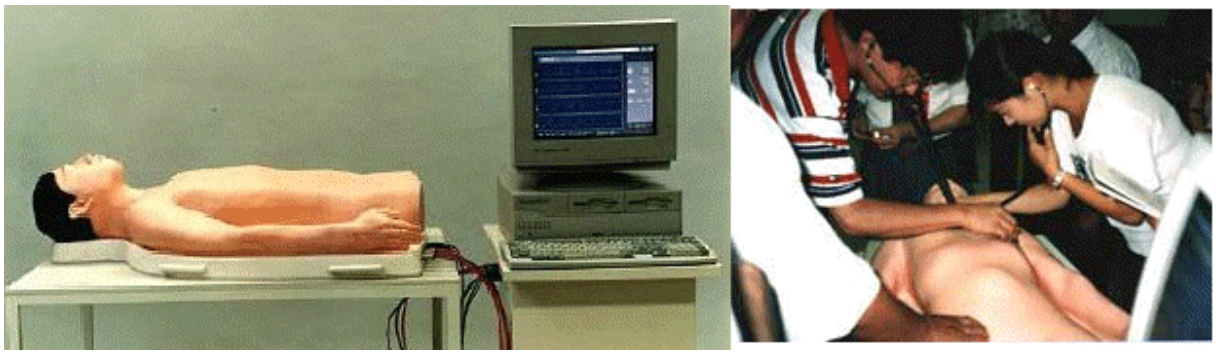


Figure 3.21 *- Simulateur de cardiologie.*

3.5.5 - Autres Simulateurs

Simulateurs Simbionix[16]

Les simulateurs commercialisés par cette société utilisent aussi la technique de la réalité virtuelle. Cinq simulateurs (figure 3.22) sont développés pour l'entraînement aux interventions en chirurgies mini-invasives.

Figure 3.22 *- Les simulateurs SIMBIONIX (GI Mentor (1), URO Mentor (2), PERC Mentor (3), LAP Mentor (4) et ANGIO Mentor (5).*

Les principales caractéristiques de ces simulateurs sont :

- le système de visualisation ;
- le système avec retour d'effort ;
- la détection de collisions.

GI Mentor pour l'entraînement à la gastroscopie, coloscopie, etc. [FERLITSCH 02].

URO Mentor pour la simulation de la cystoscopie et des procédures d'urétéroscopie. [JACOMIDES 04].

PERC Mentor est un simulateur pour l'entraînement des médecins radiologues et urologues.

LAP Mentor pour l'entraînement des techniques mini-invasives en laparoscopie.

ANGIO Mentor utilisé dans le domaine de la chirurgie endovasculaire.

Simulateurs de Immersion Medical

Tous les simulateurs commercialisés par Immersion Médical reposent sur des modèles biomécaniques et un système à retour d'effort pour interagir avec les médecins et reproduire les sensations ressenties lors d'une intervention réelle. Les principaux produits sont :

a) CathSim® Vascular Access Simulator : formation aux injections intraveineuses ;

b) AccuTouch® Endoscopy Simulator : formation à l'endoscopie bronchoscopique et gastro-intestinale supérieure et inférieure ;

c) AccuTouch® Endovascular Simulator : formation à la pose de pacemakers ;

d) Laparoscopy Simulator [SUNG 03] : formation à la coelioscopie digestive.

3.5.6 - Conclusion

Les caractéristiques communes de ces simulateurs sont **:**

- **un mannequin anthropomorphe ;**
- des organes représentés par des modèles biomécaniques ;
- **un système de visualisation ;**
- un système de retour d'effort (simulateurs virtuels ou réels) ;
- **une instrumentation par capteurs (positions, pressions, tactiles, etc) des outils ou des mannequins.**

La plupart des simulateurs médicaux sont du type SVRE (Simulateur Virtuel avec Retour d'Effort). Le concept de réalité virtuelle est présent dans pratiquement tous les simulateurs. Une interface pédagogique doit être créée pour permettre un apprentissage pas à pas avec des exercices, des commentaires et des évaluations.

[16] http://www.simbionix.com/

3.6 - Simulateurs d'accouchements

3.6.1 - Introduction

Les origines de la simulation médicale de l'accouchement date probablement de la période Paléolithique. Les pierres gravées pendant cette période indiquent que les hommes préhistoriques se sont intéressés à l'accouchement. Les données archéologiques montrent que les ancêtres du peuple Sibérien ont conçu des modèles en cuir pour représenter la naissance. Ces modèles ont vraisemblablement été employés pour enseigner les manœuvres de l'accouchement. Actuellement, les poupées en plastique, caoutchouc ou en tissu sont encore employées dans les facultés de médecine ou dans les écoles de sages-femmes pour enseigner la technique de l'accouchement aux étudiants.

3.6.2 - Le premier simulateur d'accouchement de l'ère moderne ?

Au XVIII^{e} siècle à Paris et dans les grandes villes, deux années d'apprentissage, prescrites par les règlements de chirurgie de 1730, permettaient aux praticiennes les plus hardies de gagner le titre de « Maîtresse sage-femme ».

En **1759**, une sage-femme, Madame Angélique Marguerite du Coudray, inventa une « **machine à accoucher** » (figure 3.23) qui révolutionna l'enseignement de l'obstétrique. [BASEILHAC 03] [BENOZIO 04].

Figure 3.23 – *Le seul exemplaire existant de la « machine à accoucher ».*

La « **machine à accoucher** » représente le corps d'une femme, et un corps d'enfant pour pouvoir enseigner toutes les positions et expliquer comment il faut réaliser l'accouchement. Le mannequin est formé de tissu, cuir et coton et possède un vrai bassin de femme. Il est aujourd'hui conservé au musée Flauber d'Histoire de la Médecine (Rouen).

Entre 1759 à 1783, Mme du Coudray parcourt la France, encouragée par Louis XV, puis par Louis XVI, pour enseigner l'art d'accoucher à l'aide de son mannequin articulé. En

24 ans, le simulateur d'accouchement de Mme du Coudray forma 5000 accoucheuses. Pendant la même période, 500 médecins et chirurgiens sont devenus démonstrateurs. Cette invention a probablement permis d'épargner la vie de plusieurs milliers de jeunes femmes et enfants.

Avant de décrire les différents simulateurs d'accouchement selon la nouvelle classification (SA, SV, SVRE, SAIV), nous exposerons un simulateur utilisé en gynécologie qui a pour objectif d'enseigner les examens pelviens comme le toucher vaginal.

Simulateur gynécologique

C'est un système d'enseignement d'examen médical, dont l'objectif est de former les étudiants à réaliser des examens pelviens. Dans cette cavité, l'inventeur a placé des capteurs tactiles pour récupérer des informations sur le toucher des étudiants lors d'un passage sur le simulateur. Le E-Pelvis (figure 3.24) est composé d'un mannequin de bassin de femme. Des capteurs positionnés dans la cavité pelvienne permettent de visualiser l'intensité et la localisation du toucher. Un programme de visualisation permet un retour visuel pour l'étudiant. Le simulateur affiche les informations sur le temps de l'examen, annonce les points touchés, la pression maximale appliquée et la fréquence où l'étudiant a touché les organes [PUGH 01a] [PUGH 01b] [PUGH 02a] [PUGH 02b]. Le E-Pelvis est distribué et vendu sous le nom d'ExamSIM par METI.

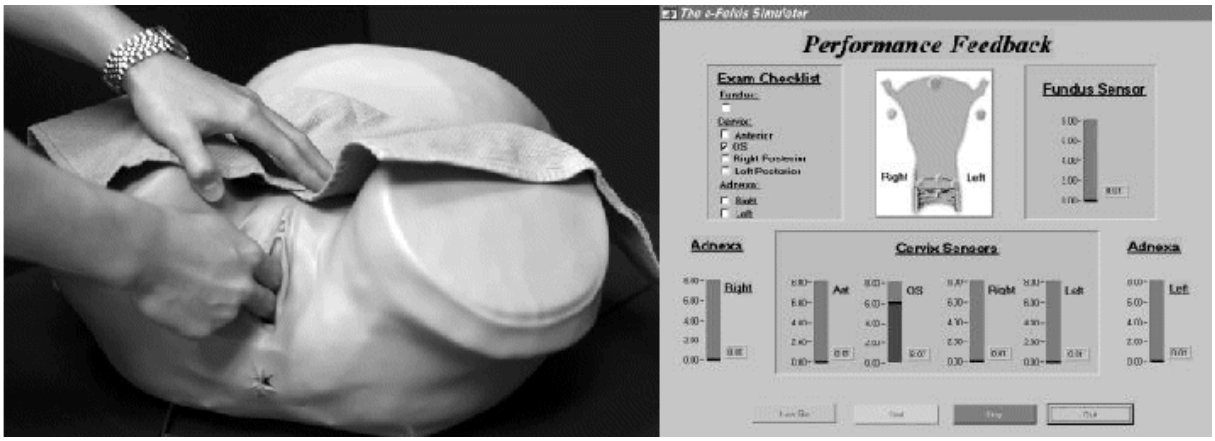


Figure 3.24 *- E-Pelvis : système d'enseignement d'examen médical.*

Un simulateur gynécologique, pour s'entraîner à l'examen dans la cavité pelvienne, est également fabriqué par Limbs & Things[17]. Mais ce simulateur ne possède pas de système de contrôle, mais une interface mécanique avec des matériaux déformables.

[17] http://www.limbsandthings.com/uk/index.php

3.6.3 - Simulateurs d'accouchements Anatomiques

En 1951, Graves [GRAVES 51] a développé un simulateur d'accouchement composé d'un mannequin d'une femme à l'échelle un avec trois niveaux de gestation, d'un mannequin de bébé qui peut se positionner dans différentes positions dans l'abdomen et d'un placenta.

Actuellement aucun des simulateurs existant dans les écoles de sages-femmes n'est instrumenté. Il existe des simulateurs d'accouchement anatomiques commercialisés par Simulaids ou Enasco [eNASCO 04].

3.6.4 - Simulateurs d'accouchement Virtuels

En France, l'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique (INRIA) de Sophia-Antipolis a développé un modèle 3D du bassin osseux et de la tête du nouveau-né à partir des images IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) pour simuler l'accouchement (figure 3.25) [BOISSONNAT 93].

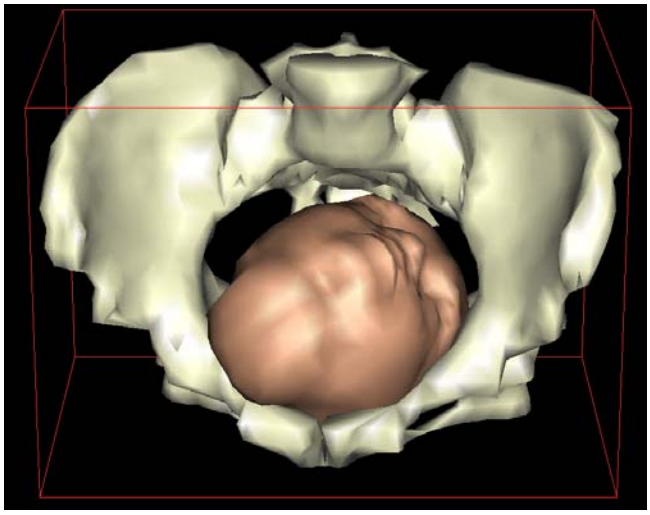


Figure 3.25 - *La tête du bébé et le bassin osseux dans le simulateur virtuel de l'IRCAD.*

L'objectif de ce simulateur est de réaliser un pronostic précis de l'accouchement en analysant les paramètres comme la taille et la forme du bassin maternel et de la tête fœtale, simuler les contractions utérines, analyser les différentes présentations et positions de la tête fœtale et ainsi simuler le mouvement de rotation du bébé à l'intérieur du bassin maternel à partir des trajectoires théoriques.

En Allemagne, il existe aussi un simulateur d'accouchement virtuel (figure 3.26). Ce simulateur n'offre pas la possibilité d'interaction avec l'opérateur. Il est utilisé surtout comme matériel de visualisation [FORSTER 01].

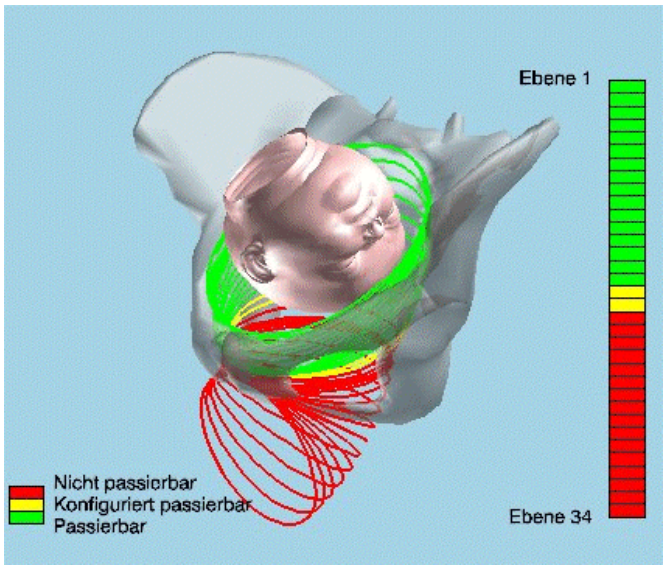


Figure 3.26 *- Simulateur d'accouchement Virtuel ANAPELVIS*[18].

3.6.5 - Simulateurs d'accouchement Virtuels avec Retour d'Effort

Au laboratoire des Systèmes Complexes à Évry a été développé un simulateur d'accouchement avec retour d'effort (figure 3.27). Il est composé d'un modèle 3D du fœtus, du bassin osseux, des muscles (bassin mou), d'un système à retour d'effort sur les trois axes de translation et d'une main virtuelle. Le fœtus avance grâce aux contractions. L'opérateur intervient sur le simulateur avec la main virtuelle et peut contrôler la délivrance. Le simulateur d'accouchement Virtuel avec Retour d'Effort permet de mesurer les efforts entre le fœtus et les muscles [KHEDDAR 04].

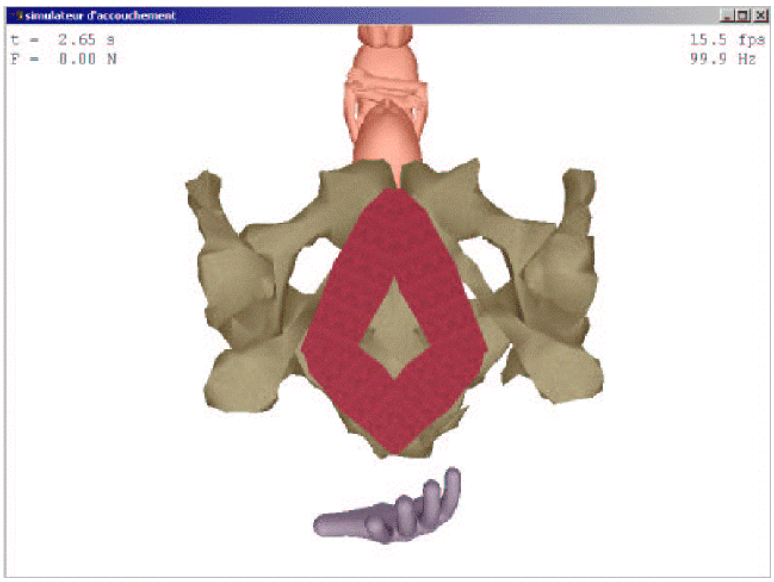


Figure 3.27 *- Simulateur d'accouchement Virtuel avec Retour d'Effort.*

[18] http://www.creaso.com/english/12_swvis/main.htm

3.6.6 - Simulateurs d'accouchement Anatomiques Instrumentés et/ou Virtuels.

3.6.6.1 - Le simulateur « Dynamic Childbirth Simulator »

Knapp [KNAPP 74] inventa un simulateur programmable comportant un mannequin avec bassin, canal vaginal, utérus, placenta, et un mannequin de fœtus qui peut simuler des sons. Un système électro-pneumatique contrôle et simule les contractions utérines, la position de l'utérus et l'expulsion du mobile fœtal.

3.6.6.2 - Simulateur « sholder dystocia birth model (SDBM) »

Allen et al. [ALLEN 88] [ALLEN 91] [ALLEN 95] [SORAB 88] [SORAB 89] ont développé un simulateur (figure 3.28) pour mesurer les forces développées pendant un accouchement. Le « shoulder dystocia birth model (SDBM) » possède une poutre instrumentée avec deux jauges de contrainte, un modèle de bassin et une tête de nouveau-né. Le système permet de mesurer les forces axiales et radiales. Les efforts de traction peuvent varier entre 21.1 et 75 N pour un accouchement normal et peuvent atteindre 242.6 N pour un accouchement très difficile.

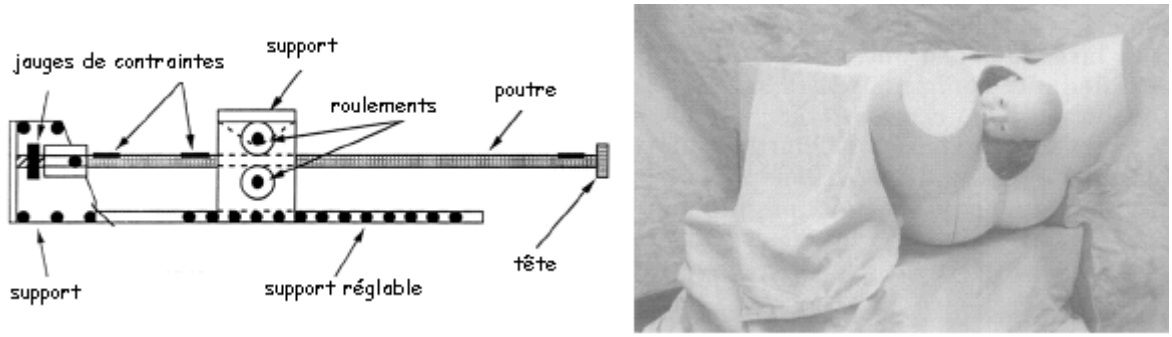


Figure 3.28 - *Le « shoulder dystocia birth model (SDBM)».*

3.6.6.3 - Simulateur d'accouchement Noelle [GAUMARD 04]

C'est un simulateur robotique anthropomorphe (figure 3.29) avec un système mécanique d'accouchement et un système complet de simulation cardiaque. Des programmes de simulation permettent aux étudiants de s'entraîner à un accouchement normal, à un accouchement par forceps ou par césarienne, à apprendre le geste de suture du périnée, à réaliser une hystérectomie ou une laparoscopie. Noelle simule aussi des **situations** pour évaluer les étudiants, comme par exemple : *une patiente multipare après avoir poussé pendant deux heures, le sommet de la tête est à +3 cm, elle est épuisée et désire une aide pour son accouchement. Pour aider aux choix de la méthode d'extraction, un programme montre la fréquence cardiaque et les contraction utérines* [VAN MEURS 97] [MACEDONIA 03].

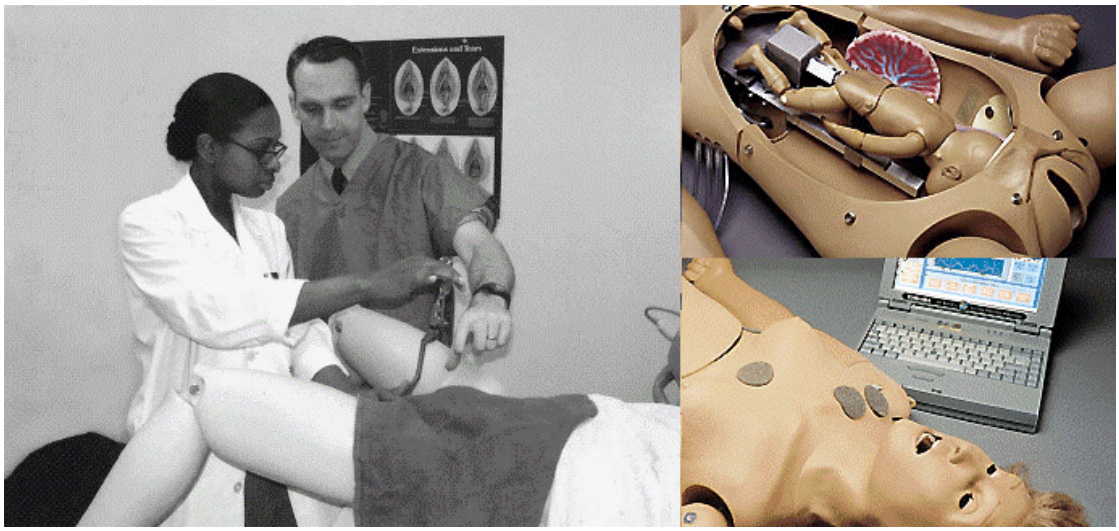


Figure 3.29 - *Simulateur robotique anthropomorphe (Noelle)*

3.6.6.4 - Simulateur d'accouchement : Geburtensimulator

En Suisse, le laboratoire de Contrôle Automatique (Zurich) a développé un programme de recherche sur un simulateur d'accouchement (Geburtensimulator). C'est un simulateur d'accouchement interactif conçu pour simuler les différentes phases de l'accouchement. Il permet aussi de mettre le fœtus dans différentes positions et présentations grâce à un robot 6 axes [RIENER 03] [OBST 04] (figure 3.30).

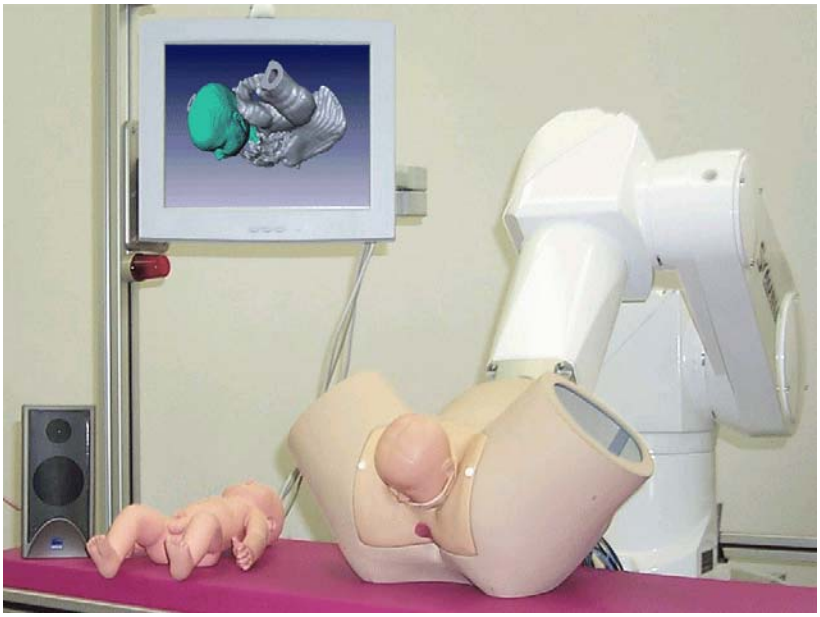


Figure 3.30 - *Simulateur d'accouchement avec un système de positionnement robotisé.*

Ce simulateur est composé de différentes parties : un mannequin du bassin, un modèle de tête de bébé, des actionneurs et une unité de contrôle programmable.

Le tête du bébé est réactive et les opérateurs ont la possibilité de s'entraîner avec des instruments obstétricaux (forceps , ventouse) (figure 3.31).

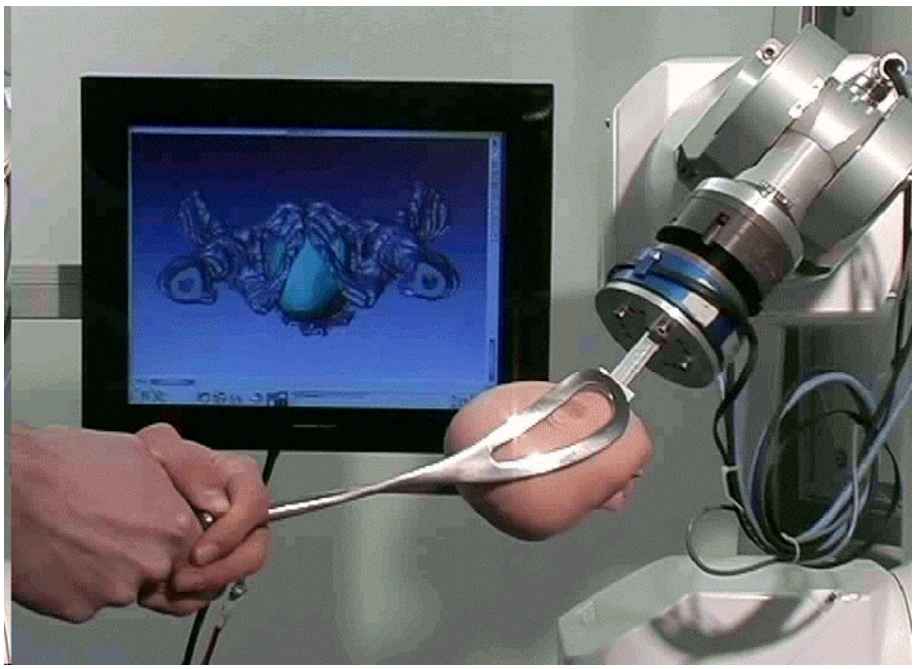


Figure 3.31 *- Entraînement avec des instruments d'extraction (forceps).*

Les programmes peuvent être modifiés pour simuler les différentes phases de l'accouchement. Des capteurs sont placés sur le cou pour enregistrer la trajectoire, les déplacements et des mouvements de la tête. Des capteurs d'effort sont placés sur le sommet du crâne pour permettre un retour tactile à l'opérateur. Les os du sommet de la tête sont mobiles, pour reproduire le chevauchement des os lors de l'accouchement.

La visualisation des paramètres est faite en temps réel, avec des possibilités d'affichage différentes, comme par exemple : film d'un accouchement réel, rayon X, ultrasons, etc. Le système de visualisation permet de simuler les situations dangereuses par plusieurs niveaux de couleurs et/ou bips sonores. Il a aussi des haut-parleurs pour **simuler** des bruits et **immerger** l'opérateur dans l'environnement d'une salle d'accouchement.

Le simulateur d'accouchement offre à l'enseignant la possibilité de produire et d'enregistrer la trajectoire « idéale ». Cette trajectoire et les efforts produits sur le bébé pourront être comparés avec la trajectoire et les efforts produits par les étudiants.

Il possède aussi un système de retour d'effort sur le ventre du mannequin. L'étudiant peut interagir avec le modèle virtuel.

Les programmes de simulation proposent des modèles mathématiques de l'utérus, bassin, muscles, peau, ligaments. Les changements des paramètres dans les modèles biomécaniques peuvent produire des situations rares ou pathologiques. Les modèles dynamiques produisent des réactions sur les modèles virtuels et font progresser le fœtus.

Les tableaux, qui se trouvent en annexe E, établissent une synthèse de l'ensemble des simulateurs médicaux présentés dans ce chapitre, classés par domaines ou spécialités.

3.6.7 - Conclusion

La simulation médicale est un art ancien, mais une science nouvelle dans le monde de la Recherche. Les technologies employées dans d'autres disciplines devraient être appliquées au développement des simulateurs d'accouchements. La communauté médicale doit promouvoir ces travaux et incorporer ces programmes de simulation à la formation des obstétriciens et des gynécologues.

Les simulateurs incluent la réalité virtuelle et deviennent de plus en plus réalistes et de moins en moins chers. Une certification des internes sur simulateur est maintenant envisageable.

Comme nous l'avons souligné, les caractéristiques communes des simulateurs médicaux :

- **un mannequin anthropomorphe** ;
- des organes représentés par des modèles biomécaniques ;
- **un système de visualisation** ;
- un système de retour d'effort (simulateurs virtuels ou réels) ;
- **une instrumentation par capteurs (positions, pressions, tactiles) des outils ou des mannequins**.

Après avoir passé en revue dans les chapitres précédents les caractéristiques de l'accouchement ainsi que les points les plus importants des simulateurs médicaux, nous avons défini dans ce chapitre le cahier des charges pour notre simulateur d'accouchement.

1. Entraînement pré-opératoire (préparation d'opérations réelles délicates) ;
2. Formation aux principes fondamentaux, aux procédures de base mais aussi aux événements critiques (différents niveaux de difficulté) avec ou sans stress environnemental ;
3. Simulation de situations ou de pathologies rares ;
4. Utilisation de forceps ou de ventouse (pratique **d'extraction instrumentale**) ;
5. Apprentissage des gestes nécessaires à la surveillance du travail (appréciation du degré de dilatation cervicale, réalisation du **diagnostic de présentation de la tête fœtale, évaluation du degré de descente de la tête fœtale** ;
6. Simulation de l'interface entre le bassin et la tête fœtale (muscles pelviens) ;
7. Simulation de la résistance des muscles qui tendent à retenir l'avancée du bébé ;
8. Simulation des contractions utérines et des phases de repos en respectant la fréquence des poussées ;
9. Simulation des efforts de poussée abdominale ;
10. Visualisation et contrôle en temps réel de la tête fœtale et du forceps sur une interface graphique 3D ;

11. Répétabilité d'une même manipulation (position de la tête du bébé, force résistante, force de compression, amplitude et fréquence des poussées) ;
12. Évaluation de l'étudiant (film, enregistrement audio..) par un tiers ou en auto évaluation ;
13. Préparation des femmes à l'accouchement par visualisation de l'accouchement virtuel ;
14. Expérimentation de nouvelles techniques ;
15. Matériel transportable pour utilisation et démonstration dans les hôpitaux et cliniques.

Les simulateurs d'accouchement présentés dans le tableau I, abordent d'une manière partielle les 15 points cités précédemment, la liste après une enquête prononcée auprès des obstétriciens pour connaître leurs souhaits en matière du simulateur d'entraînement aux accouchements aucun prend en compte la totalité de ces points qui nous avons établi. Nous proposons ainsi de développer un nouvel outil pédagogique, le simulateur d'accouchement : **le BirthSIM**. Sur ce simulateur nous tenons compte de tous les points fondamentaux et **nous rajoutons encore les caractéristiques suivantes :**

- l'existence d'une interface entre la tête du nouveau-né et le bassin maternel **(les muscles pelviens**) ;
- **l'instrumentation des outils obstétricaux et la tête fœtale** avec capteurs de position (pour faciliter l'enseignement des techniques d'extraction instrumentale) ;
- l'existence d'un actionneur qui peut simuler **les contractions utérines, les efforts expulsifs et résistifs** lors d'un accouchement.

Le BirthSIM est un simulateur Anatomique Instrumenté et/ou Virtuel (SAIV). Par rapport aux simulateurs existants, BirthSIM se positionne avant tout comme un **simulateur dynamique et interactif**. BirthSIM prend en compte le mouvement de la tête du nouveau-né dans la cavité pelvienne de la mère, ainsi que les efforts liés aux contractions utérines.

Le tête du bébé est réactive (contrôle en effort du vérin) et les opérateurs ont la possibilité de s'entraîner avec des instruments obstétricaux (forceps et ventouse), grâce à l'instrumentation de ces outils.

Tableau I : Comparaison entre les différents simulateurs d'accouchement.

Simulateurs d'accouchements																	
	Anatomiques	**Virtuels**		**Virtuels avec Retour d'Effort**	**Anatomiques Instrumentés et Virtuels**												
Avantages	Simulaids / eNasco	INRIA	AnaPlvis	Evry	Knapp	SDBM	Noelle	Geburtensimulator	**BirtSIM**								
Points du cahier des charges																	
1		■		■			■	■	■								
2		■		■			■	■	■								
3							■	■	■								
4						■	■	■	■								
5	■	■	■	■	■		■	■	■								
6				■					■								
7		■		■		■			■								
8				■	■		■	■	■								
9					■			■	■								
10								■	■								
11				■	■	■	■	■	■								
12		■		■				■	■								
13		■	■	■				■	■								
14						■	■	■	■								
15	■					■	■		■								

Chapitre 4- Simulateur d’accouchement : BirthSIM

« Le rêve du médecin est de placer le forceps à l'intérieur du vagin et d'avoir l'image de pose des forceps sur la tête du bébé ».

Ce chapitre présentera la conception, le développement et la modélisation d'un nouveau outil pour l'enseignement des techniques obstétricales. Dans un premier paragraphe nous exposerons les partie principales de notre simulateur d'accouchement avec la mise en place d'un cahier des charges établi en coopération avec un médecin. Nous décrirons par la suite les procédures qui pourront être enseignées sur le simulateur. Enfin, nous décrirons en détail les composants du simulateur ; **la partie mécanique, la partie pneumatique, la partie électronique et enfin la partie réalité virtuelle**.

4.1 - Introduction

La sécurité de la naissance nécessite l'apprentissage rigoureux de procédures diagnostic et thérapeutiques ; 800 000 accouchements sont réalisés en France chaque année [BLONDEL 00]. Actuellement dans les écoles de sage femmes et dans les facultés de médecine, il n'existe aucun simulateur **fonctionnel et actif** d'accouchement par voie basse. Les sages femmes et les obstétriciens sont donc aujourd'hui obligés de se former en salle d'accouchement.

L'apprentissage de l'accouchement et des techniques obstétricales, réalisé dans les hôpitaux et dans les écoles de Sages femmes, se fait par l'intermédiaire des **simulateurs anatomiques passifs (SA)**.

Dans certain cas, l'urgence, la rareté et l'aspect vital de certaines manœuvres rendent l'utilisation d'un **simulateur fonctionnel et interactif** précieuse.

Ce nouveau simulateur doit permettre d'apprendre à surveiller la dilatation cervicale, la descente et la position de la tête fœtale ainsi que de former les médecins aux extractions instrumentales (forceps ou ventouses) par voie basse.

Pour améliorer l'enseignement des techniques obstétricales et simuler de façon plus réaliste l'accouchement nous avons modélisé, développé et conçu un simulateur **anatomique fonctionnel interactif d'accouchement**, le **BirthSIM** [DUPUIS 03a] [SILVEIRA 04b] [SILVEIRA 04c].

Ce simulateur est composé de deux parties principales : une partie mécanique et une partie réalité virtuelle.

Partie mécanique

L'accouchement est un phénomène très complexe et plusieurs organes sont sollicités pendant le passage du mobile fœtal. Le **premier chapitre** nous a permis d'établir un pré-cahier des charges pour notre simulateur d'accouchement : Il doit simuler :

1. *l'aspect physique et biomécanique de l'accouchement :*
   - les muscles pelviens qui provoquent la résistance à l'accouchement ;
   - le degré de flexion de la tête fœtale ;
   - les principaux repères anatomiques du bassin et de la tête fœtale ;
   - la mobilité de la tête.
2. *l'anatomie de l'accouchement :*
   - un mannequin du bassin de la femme ;
   - un mannequin de tête de nouveau-né.
3. *la physiologie de l'accouchement :*
   - les contractions utérines ;
   - les efforts expulsifs de la mère ;
   - les efforts de traction exercés par le médecin.

Le BirthSIM doit aussi modéliser l'utérus, le vagin, les fontanelles, les sutures et le cou du nouveau-né.

Partie réalité virtuelle

Le BirthSIM dispose des programmes informatiques utilisés pour l'apprentissage des techniques de diagnostic pendant l'accouchement. Ainsi que d'un programme pour l'apprentissage de la pose du forceps en guidage virtuel (**simulateur actif**).

Le simulateur dispose d'un **système de visualisation** avec des modèles 3D du bassin, de la tête du nouveau-né et des forceps. Le mannequin de la tête et les forceps sont instrumentés avec des capteurs de position électromagnétique, ainsi l'opérateur peut :

- étudier le diagnostic de présentation de la tête fœtale par l'intermédiaire des modèles 3D du crâne et du bassin (toucher vaginal) ;
- apprendre et s'entraîner à la pose de forceps à l'aide du **BirthSIM.**

L'avantage principal du BirthSIM par rapport aux autres simulateurs est *d'une part* son interface pneumatique entre la tête du nouveau-né et le bassin, l'instrumentation des outils chirurgicaux utilisés pour l'entraînement et *d'autre part* la réalité virtuelle implantée.

4.2 - Simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement : BirthSIM.

4.2.1 - Introduction

Avant d'aborder l'étude sur la modélisation et la conception du BirthSIM, nous présentons un schéma de fonctionnement du BirthSIM (figure 4.1).

L'opérateur interagi avec les *deux parties principales*. Dans la **partie mécanique** l'opérateur ressent les sensations des efforts de traction de la tête du mannequin, ainsi que la compression des muscles pelviens sur la tête du nouveau-né. La **partie virtuelle** permet à l'opérateur l'apprentissage de la pose des forceps selon différentes présentations (OP, OIDT, OIGA, etc.), à différents niveaux du bassin.

Dans une première approche le BirthSIM peut être utilisé pour réaliser le diagnostic du toucher vaginal, à l'aide d'un capteur de position électromagnétique (**miniBird**[1]) placé sur la tête du mannequin. Ensuite grâce à l'‘instrumentation de chaque cuillère du forceps avec deux miniBird, l'opérateur interagit avec la partie mécanique (**retour d'effort**) et simultanément avec la partie réalité virtuelle (**retour visuel**). Cette dernière partie, permet l'assistance de la pose du forceps instrumenté en temps réel grâce aux modèles 3D de la tête, du bassin, et du forceps.

[1] Ce capteur sera décrit au paragraphe 4.5.3.2.

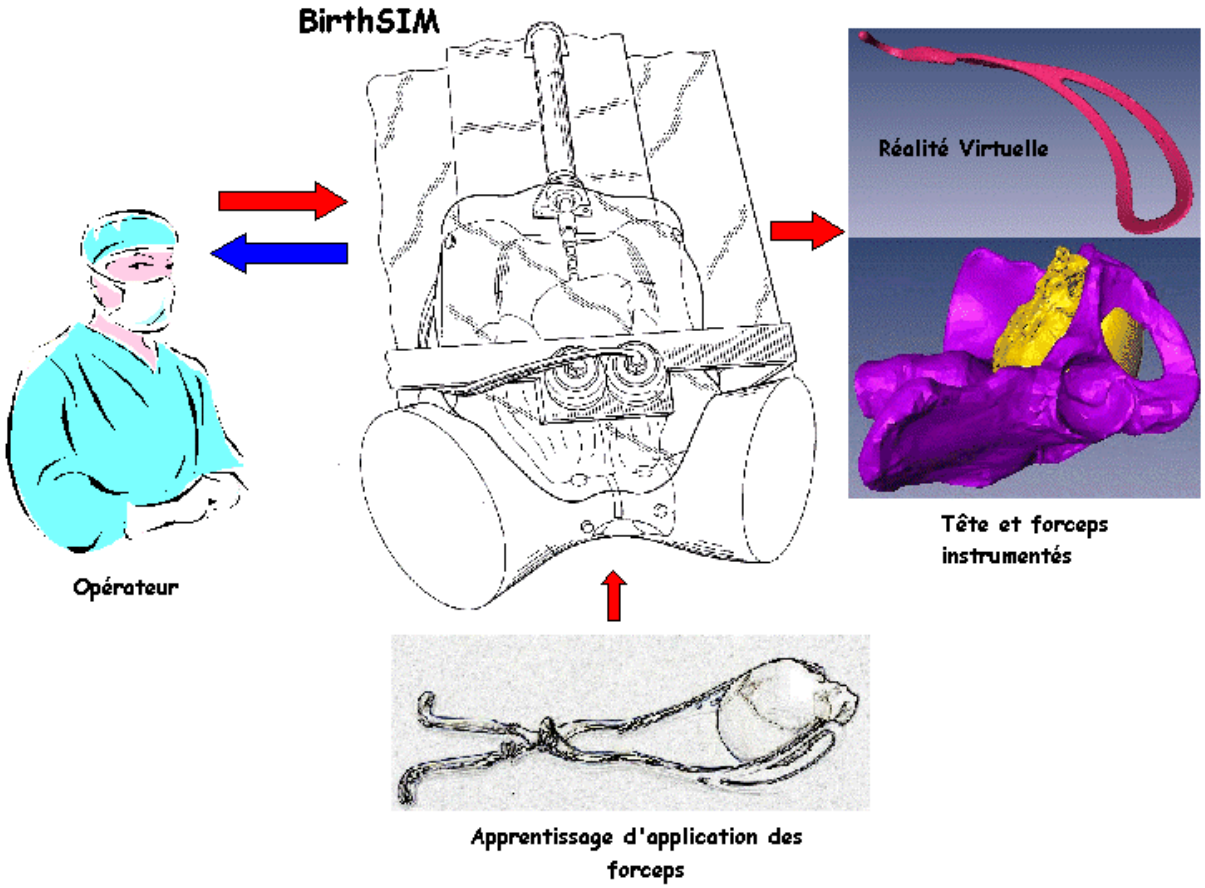


Figure 4.1 – *Schéma de fonctionnement.*

4.2.2 - Caractéristiques du BirthSIM.

Ce simulateur est caractérisé par quatre systèmes :

a- Une interface fonctionnelle qui représente d'une part les contacts entre la tête fœtale et le bassin maternel. Cette interface est composée d'un système pneumatique, qui engendre des pressions réglables à l'interface. Elle permet de simuler les forces appliquées à la tête.

b- Un système de positionnement programmable permet d'assurer la position initiale du corps fœtal. L'obstétricien dispose d'un système de contrôle qui lui permet de savoir s'il s'agit d'une contraction utérine ou un effort de pression abdominale. Ce système est programmable et relié à un ordinateur qui pilote et simule un travail normal ou pathologique.

Le système de positionnement est un actionneur linéaire asservi qui supporte la tête du nouveau-né. L'actionneur est supporté par un support mécanique mobile. Ce système permet de positionner la tête du nouveau-né dans l'espace :

- **Une position de départ** (niveau de la présentation de la tête : axe *x*) ; nous utiliserons les 11 niveaux (hauteurs), définis dans le chapitre 1, pour repérer la tête du nouveau-né dans le canal vaginal: -5, -4, -3, -2, -1, 0, +1, +2, +3, +4, +5 (graduations en cm). La référence de hauteur zéro correspond à la position dans laquelle le sommet de la tête du nouveau-né est tangent au plan des épines sciatiques. La hauteur +5 cm correspond à la position dans laquelle le sommet de la tête est visible de l'extérieur ;
- **Une présentation de départ** (présentation de la tête : axes *y* et *z*) obtenue par la rotation du support mécanique mobile. Ce dernier permet de présenter la tête dans 8 présentations angulaires différentes dans le plan *y* et *z*.

c- Un système de localisation précise (miniBird) de la tête fœtal et du forceps dans les trois dimensions de l'espace. Ce système est relié à un ordinateur qui enregistre la situation de la tête du nouveau-né et du forceps pendant toute la durée de la simulation. Le repérage de la tête permet de la placer dans une position initiale connue et de reproduire autant de fois que souhaité la même localisation. Ce système de repérage permet une visualisation en 3D de la tête et du forceps en temps réel ; c'est *la partie réalité virtuelle* de notre simulateur.

d- Des mannequins anthropomorphes anatomiques qui comprennent d'une part un modèle de bassin maternel (bassin osseux, muscles pelviens …) et d'autre part un modèle de tête fœtale. La tête fœtale existe en différentes dimensions et matériaux et sont interchangeables.

L'ensemble du simulateur anatomique et fonctionnel est relié à une unité centrale de pilotage, qui contient également une interface graphique pour la visualisation des résultats des essais.

Par rapport aux simulateurs existants, BirthSIM se positionne avant tout comme un **simulateur dynamique et interactif**. BirthSIM prend en compte le mouvement de la tête du nouveau-né dans la cavité pelvienne de la mère, ainsi que les efforts liés aux contractions utérines. Le tête du bébé est réactive (contrôle en effort du vérin) et les opérateurs ont la possibilité de s'entraîner avec des instruments obstétricaux (forceps, ventouse). L'opérateur ressent les **efforts** produits par le système mécanique du simulateur, efforts qui devront simuler au mieux la réalité.

e- Conclusion, le cahier des charges mis en place avec l'aide du obstétricien peut se résumer comme suit :

- simulation de l'interface entre le bassin et la tête fœtale (muscles pelviens) ;
- simulation de la résistance des muscles qui tendent à retenir l'avancée du bébé ;
- simulation des contractions utérines et des efforts de poussée abdominale ;

- visualisation en temps réel de la tête fœtale et du forceps à partir des données du miniBird ;
- répétabilité d'une même manipulation (position de la tête du bébé, force résistante, force de compression, amplitude et fréquence des poussées).

4.3 - Procédures d'accouchement

Ces procédures ont été mises en place et viennent compléter la partie positionnement et efforts d'expulsion du BirthSIM. L'objectif des ces procédures est de faciliter la simulation de l'accouchement avec un *cahier des charges plus précis* . Ainsi, l'instructeur dispose d'un simulateur lui permettant de :

- positionner automatiquement la tête du nouveau-né à différents niveaux et différentes présentations ;
- régler la fréquence des contractions utérines ;
- régler les efforts de poussée abdominale.

Le praticien en formation (sage femme ou obstétricien) disposera de différentes informations :

- tactiles : par un toucher vaginal, il pourra évaluer le positionnement de la tête du nouveau-né ;
- auditive (poussée abdominale) ;
- visuelle (existence ou non de contractions utérines).

Ces informations lui permettront de prendre la décision adéquate : appel du spécialiste, renforcement de la surveillance (pose d'électrode de scalp), attitude d'expectative ou attitude active (extraction instrumentale ou césarienne). Lors des essais, le système enregistrera les informations (position, vitesse, accélération, pressions, efforts…). La formation se poursuivra alors par l'analyse des décisions et des gestes qui auront été réalisés.

Les procédures d'accouchement sur le BirthSIM.

Procédure n° 1- Mettre en place de façon automatique la tête du nouveau né dans une position et une présentation donnée.

Le simulateur doit être capable, sur une demande de l'instructeur :

- de positionner automatiquement la tête dans l'une des onze positions comprises entre -5 et +5 ;
- d'orienter la tête selon l'une des huit présentations standard.

Procédure n° 2- Simulation de la deuxième phase du travail d'un accouchement normal

Procédure n° 2.1 : Le simulateur doit être capable de reproduire le scénario suivant :

Le sommet de la tête démarre en présentation OP au niveau 0 et atteint +15 cm en un temps réglable compris entre 10 minutes et deux heures.

Simulation des contractions utérines.

Entre 0 cm et +15 cm, la tête doit avancer de manière régulière, quatre fois toutes les 10 minutes pendant 74 secondes. Pendant cette durée, le type de déplacement linéaire ou non-linéaire de la tête est en fonction de la forme des contractions utérines.

Simulation des efforts expulsifs.

A partir de +3 cm, l'instructeur doit pouvoir en appuyant sur un bouton, au moment où l'opérateur dit «poussez Madame» adresser au système un signal de consigne entraînant un déplacement complémentaire de la tête.

Ce déplacement doit être immédiat, d'une durée comprise entre 10 et 30 secondes et d'amplitude réglable : déplacement court (1 cm), moyen (3 cm) et long (7 cm).

Le type de déplacement linéaire ou non-linéaire de la tête doit être déduit de la forme de l'effort expulsif pendant les 20 dernières minutes (si l'accouchement dure 2 heures) et pendant les 2 dernières minutes (si l'accouchement total dure 10 minutes).

Intérêts de la procédure :

- apprentissage de la surveillance du travail par toucher vaginal, pour apprécier la hauteur de la tête entre 0 et +5 cm ;
- apprentissage du dégagement de la tête ;
- examen du comportement de l'opérateur si le déplacement est long (dans ce cas l'opérateur doit retenir progressivement la tête afin d'éviter le déchirement du périnée).

***Procédure n° 2.2* :** Idem à la procédure n° 2.1 à laquelle est ajoutée une rotation de la tête pendant sa descente.

L'instructeur pourra commander en rotation le support mécanique, afin d'appliquer à la tête les déplacements suivants :

- départ en OIGA ou en OIDA niveau 0, arrivée en OP en niveau +5 ;
- départ en OIDP ou en OIGP niveau 0, arrivée en OS en niveau +5 ;
- départ en OIDT ou OIGT niveau 0, arrivée en OP ou en OS niveau +5.

Intérêts de la procédure :

- apprentissage de la surveillance du travail par toucher vaginal, pour apprécier la présentation et la hauteur de la tête dans le canal vaginal ;
- apprentissage du dégagement de la tête dans toutes les présentations possibles.

Procédure n° 3- Simulation et apprentissage d'extraction à l'aide d'un forceps ou d'une ventouse dans trois situations : facile, difficile et très difficile.

Les procédures n° 3 à n° 5 présentées ci-dessous se produisent lors d'un arrêt de la progression de la tête du nouveau-né dans le canal vaginal. Lorsque les obstacles (efforts expulsifs de faibles intensités, contractions utérines de faibles intensités, tête du nouveau-né assez grosse, bassin petit) à l'accouchement sont supérieurs aux contraction utérines et efforts expulsifs, il est nécessaire de faire une extraction instrumentale.

***Procédure n° 3.1* :** *Situation de pose du forceps ou ventouse, facile*

Cette manœuvre est facile, quand le sommet de la tête est en OP au niveau +2. Il est nécessaire dans ce cas d'étudier quatre cas :

- extraction facile : la traction développée sur la tête est faible ;
- extraction difficile : la traction développée sur la tête est moyenne ;
- extraction très difficile : la traction développée sur la tête est très forte ;
- extraction impossible : quelle que soit la force développée par l'opérateur, la tête ne bouge pas.

Procédure n° 3.2 : Idem à la procédure n° 3.1 avec pose difficile de forceps ou d'une ventouse.

Manœuvre difficile qui se fait quand le sommet de la tête est en présentation OIGA au niveau 0.

Procédure n° 3.3 : Idem à la procédure n° 3.1 avec pose de forceps ou ventouse, très difficile et dangereuse

Manœuvre très difficile, elle est réalisée quand le sommet de la tête est en présentation OIDT au niveau -1.

Intérêt de la procédure :

- apprentissage et entraînement des jeunes docteurs à utiliser l'extraction instrumentale à différents niveaux de difficultés, de par une variation de l'effort résistant, le niveau et la présentation étant fixés.

Procédure n° 4 :

Permet de réaliser un forceps avec la tête initialement située à la hauteur du choix de l'instructeur (parmi les 11 hauteurs possibles) et avec la présentation déterminée par l'instructeur (parmi les 8 positions définies). Pour chaque position de la tête, l'instructeur pourra changer l'effort nécessaire à l'extraction de la tête du canal vaginal.

Intérêt de la procédure :

- apprentissage et entraînement des jeunes docteurs à l'extraction instrumentale à différents niveaux de difficultés (variation de l'effort résistant, variation du niveau de la tête et de sa présentation).

Attention ! Notons que quelle que soit la position de départ de la tête, la présentation d'arrivée sera obligatoirement de type OP ou OS.

Procédure n ° 5 :

Pouvoir effectuer un forceps ou une ventouse avec les conditions énumérées dans la procédure n° 3 en ajoutant le paramètre suivant : l'instructeur doit pouvoir en appuyant sur un bouton, au moment où l'opérateur dit «poussez Madame» adresser au système un signal entraînant une diminution de l'effort que doit fournir l'opérateur. Cette diminution doit durer entre 10 et 30 secondes et doit pouvoir prendre trois intensités différentes: faible, modérée ou forte, représentant respectivement 10%, 30% et 60% de l'effort fourni par l'opérateur.

Intérêt de la procédure :

- apprentissage de la synchronisation des contraction utérines, des efforts expulsifs et des efforts de traction ;
- contrôle de la qualité de l'extraction instrumentale.

Ces procédures font du BirthSIM un simulateur actif et dynamique. Pour réaliser cette automatisation, des capteurs de pression sont placés sur le vérin et l'enveloppe gonflable, des capteurs d'effort et de position sont placés sur la tige du vérin. Cette instrumentation doit permettre en temps réel de transmettre à l'opérateur le maximum d'informations sur la position de la tête :

- la vitesse de déplacement de la tête, éventuellement son accélération ;
- l'effort pneumatique développé par l'actionneur ;
- l'effort de traction développé par l'opérateur ;
- le positionnement des instruments d'aide à l'accouchement,…

Remarque : le fonctionnement en temps réel ne pose pas ici de difficulté, les dynamiques de fonctionnement du simulateur étant lentes par rapport aux possibilités des asservissements nécessaires.

Conclusion

Ce simulateur permet d'assurer :

- la pratique **d'extraction instrumentale** (réalisation de forceps ou de ventouse) ;
- l'apprentissage des gestes nécessaires à la surveillance du travail (appréciation du degré de dilatation cervicale, réalisation du **diagnostic de présentation de la tête fœtale, évaluation du degré de descente de la tête fœtale**) ;
- la simulation des **contractions utérines** et des efforts de **poussée abdominale** ;

- l'apprentissage des gestes obstétricaux, tels qu'ils sont pratiqués par les sages femmes ou les médecins ;
- l'évaluation des pertinences et de la reproductibilité des critères cliniques classiques ;
- la préparation des femmes à l'accouchement par visualisation de l'accouchement virtuel, simulé sur BirthSIM.

4.4 - Les différentes parties du BirthSIM

Il est composé de différents éléments : une partie mécanique et anatomique, des capteurs et des actionneurs, un système de pilotage et de commande, une partie visualisation et évidemment le médecin utilisateur (figure 4.2).

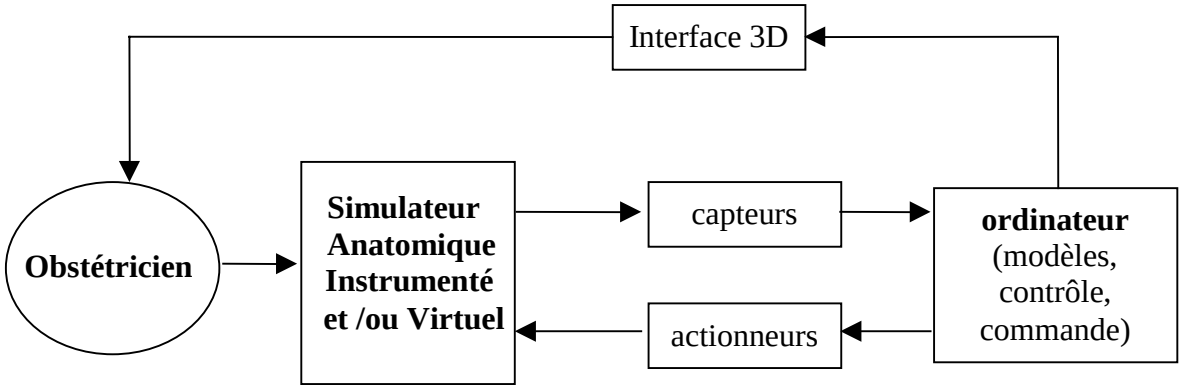


Figure 4.2 – *Différents éléments du simulateur.*

L'élaboration du simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement décrit ici (le BirthSIM06) a nécessité plusieurs versions. Le simulateur a subi progressivement des améliorations au niveau du mannequin de la tête, du système de positionnement de la tête, jusqu'à la mise en place d'un système de réalité virtuel utilisé, pour l'entraînement des jeunes obstétriciens et des sages femmes.

Les figure 4.3 à 4.5 montrent l'évolution des différentes versions du simulateur ; du BirthSIM01 jusqu'au BirthSIM06.

La version BirthSIM01 (figure 4.3) est une maquette de faisabilité pour valider l'aspect fonctionnel du simulateur d'accouchement. Ce simulateur est composé d'un mannequin de tête de nouveau-né, d'un actionneur, et des muscles pelviens. La version BirthSIM 02 (figure 4.3) est une version anatomique de la version précédente.

Dans la version BirthSIM03 (figure 4.4) l'amélioration se fait au niveau de la tête fœtale : nous avons un toucher plus réaliste et le mannequin de la tête est instrumenté avec un capteur miniBird, permettant ainsi la visualisation 3D.

Nous avons rajouter aussi un support mécanique du vérin permettant le déplacement de la tête à l'intérieur du bassin dans le but de simuler les 8 présentations.

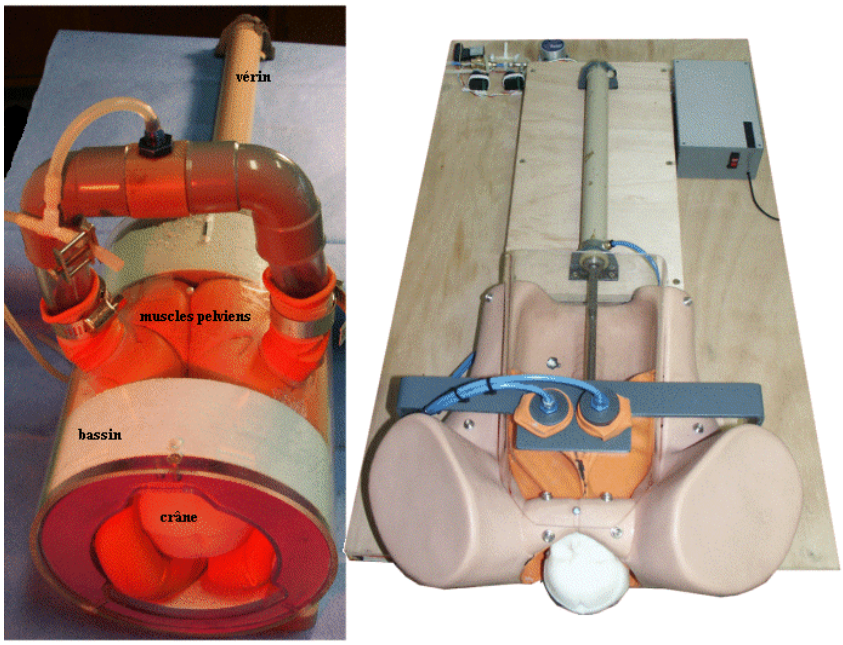


Figure 4.3 - BirthSIM 01 et BirthSIM 02.

Sur la version BirthSIM04 (figure 4.4), nous rajoutons un système pour faciliter le transport et la partie électronique est placée au-dessus du simulateur. Enfin la version BirthSIM05 (figure 4.4) possède un mannequin de la tête en silicone (toucher plus réaliste) assurant aussi des extractions par ventouse. D'autre part, le support mécanique du vérin est sur un barillet mobile (système rotatif) pour faciliter la mise en place des présentations.

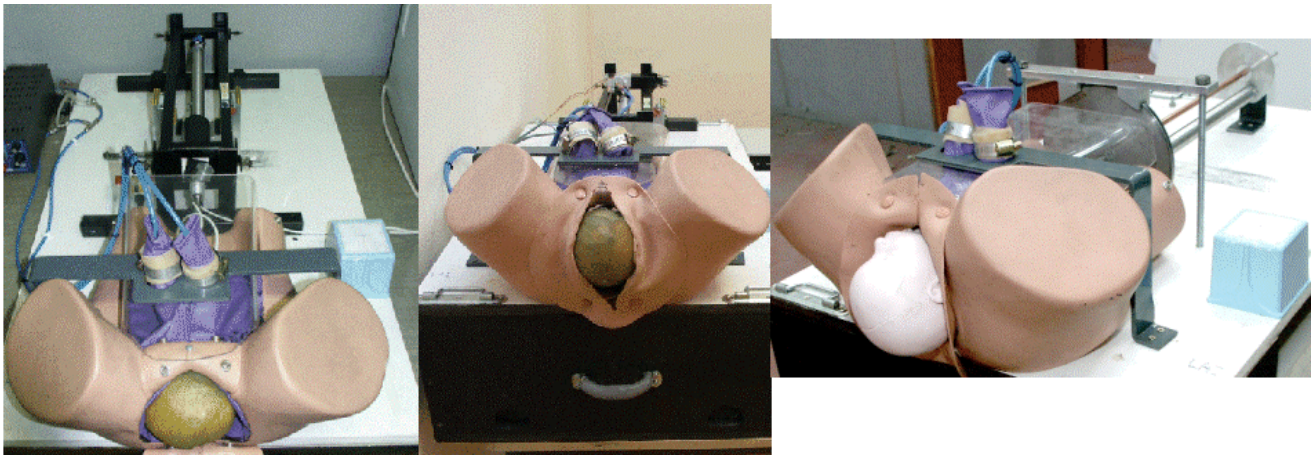


***Figure 4.4** - BirthSIM03, BirthSIM04 et BirthSIM05.*

Le BirthSIM06 (figure 4.5) est une version totalement en **matériaux non-magnétiques** pour éviter de perturber les mesures du miniBird. Par la suite, nous ne décrirons et utiliserons que cette dernière version.

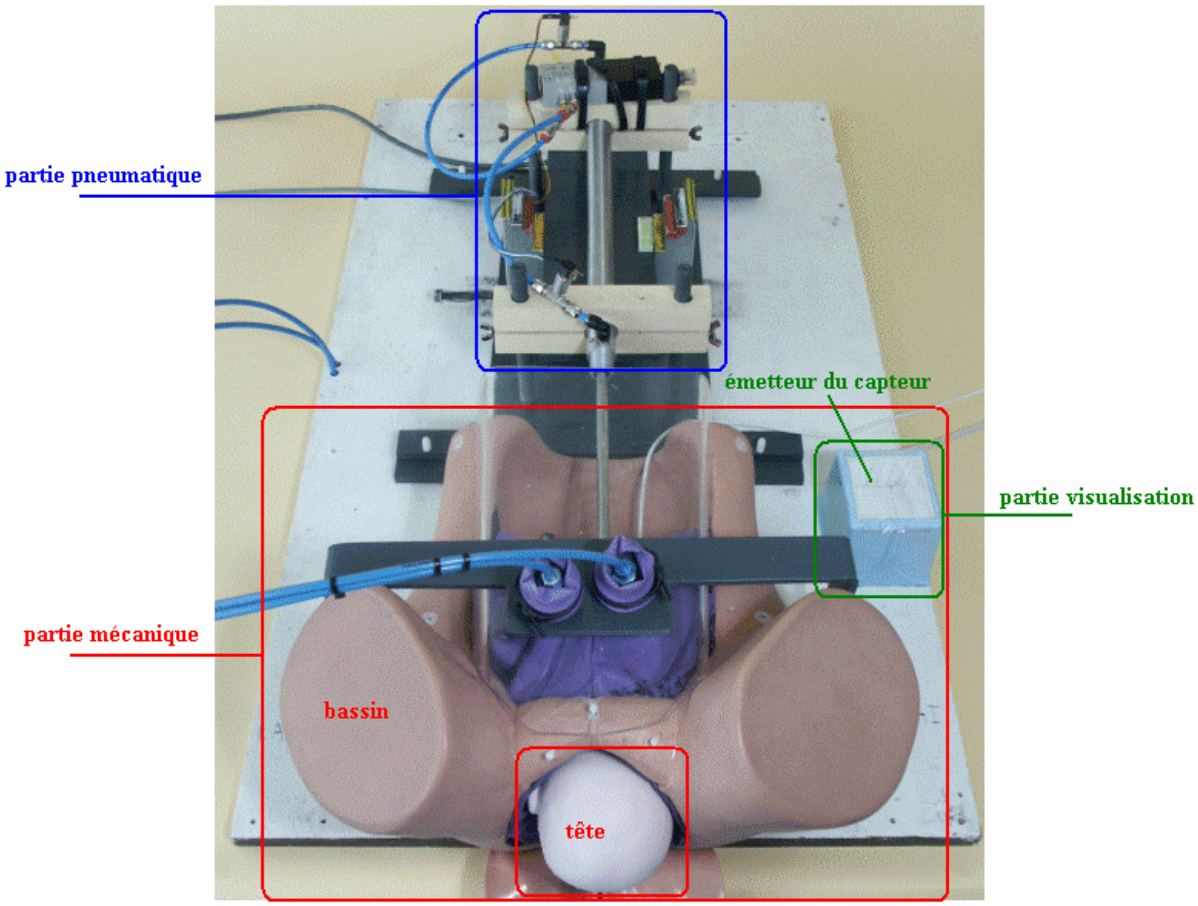


***Figure 4.5** - BirthSIM06.*

Le *BirthSIM06* est composé de 4 parties :

- **Partie mécanique** (tête du nouveau-né et forceps instrumentés avec le capteur miniBird, bassin et un support mécanique mobile) ;
- **Partie pneumatique** (pompes, électrovanne, servo–valve, vérin, interface gonflable) ;
- **Partie électronique** (boîtier d'alimentation, carte d'acquisition d-Space[2], l'ordinateur, capteur de position, de pression, d'effort) ;
- **Partie réalité virtuelle** (modèles 3D de la tête, bassin, forceps, salle d'accouchement, et d'un logiciel de visualisation (MotionDesk, d-Space).

4.5 - Partie mécanique

Les principaux éléments sont les forceps, la tête du nouveau-né, les muscles pelviens et le bassin. Dans les prochains paragraphes, nous décrirons chacun de ces éléments, utilisés dans la partie mécanique comme dans la partie virtuelle.

[2] www.dspace.fr/

4.5.1 - La tête du nouveau-né

Le simulateur est composé d'un modèle 3D du crâne pour la *partie virtuelle* et d'un mannequin d'une tête de nouveau-né conçu à partir du modèle 3D. Ce mannequin est conçu par prototypage rapide et est utilisé dans la partie *mécanique*.

Pour la reconstruction 3D du crâne, la géométrie de la tête doit être mesurée. Bien que la tête fœtale présente une forme irrégulière et complexe, nous avons besoin de sa géométrie extérieure exacte. Pour cela, nous avons employé deux approches pour reconstruire le crâne en 3D :

- la numérisation du crâne fœtal avec un capteur laser ;
- un scanner du crâne fœtal.

Dans ce paragraphe, nous n'avons pas la prétention de proposer un modèle de crâne, « parfait » et unique. Comme tout modèle, il est fortement dépendant des conditions d'utilisation pour lequel il a été conçu : modélisation comportementale fine ou grossière, physiologique, fonctionnelle, graphique, …

Le modèle de crâne que nous proposons est un modèle macroscopique, adapté à la fois à *l'analyse mécanique* des déformations osseuses du crâne (approche pour la validation du modèle en éléments finis – MEF (Annexe F et G), *à la simulation* de l'accouchement dans un environnement virtuel et *à la reconstruction* en prototypage rapide pour le modèle physique du BirthSIM.

4.5.1.1 - La reconstruction des modèles en 3D

Le crâne fœtal utilisé dans ce projet a été obtenu à partir d'un spécimen qui avait approximativement 40 semaines. Le diamètre biparietal avait 95 mm. Le matériel a été maintenu sous réfrigération, avec une température entre -20°C et -25°C, jusqu'à la préparation pour les essais.

Numérisation

La reconstruction 3D de la surface du crâne par numérisation (figure 4.6) a utilisé un capteur laser plan (KREON KLS51) indexé sur 4 positions (4 rotations de 90° autour de l'axe Z de la machine) pour donner au modèle une géométrie extérieure exacte.

La méthode de numérisation a été effectuée à l'aide d'une machine à Mesure Tridimensionnelle DEA Gamma 1203. Le laser projette un plan laser sur la pièce et la courbe d'intersection est observée par 2 caméras qui stockent 300 pixels chacune. La précision du laser est de l'ordre de 0.05 mm. Le pas de numérisation pour notre modèle numérisé est de 0.5 mm.

Une fois la pièce numérisée, nous utilisons un logiciel de traitement de nuages de points qui permet de filtrer, d'échantillonner, de positionner et d'effectuer des sections sur le ou les nuages obtenus. Ensuite nous utilisons un logiciel de CAO (Conception Assistée par

Ordinateur) pour pouvoir visualiser et exporter le modèle 3D du crâne (figure 4.7) en format Stéréolithographie (.STL) pour la machine de prototypage rapide (Stratasys FDM 1600 - INSA de Lyon).

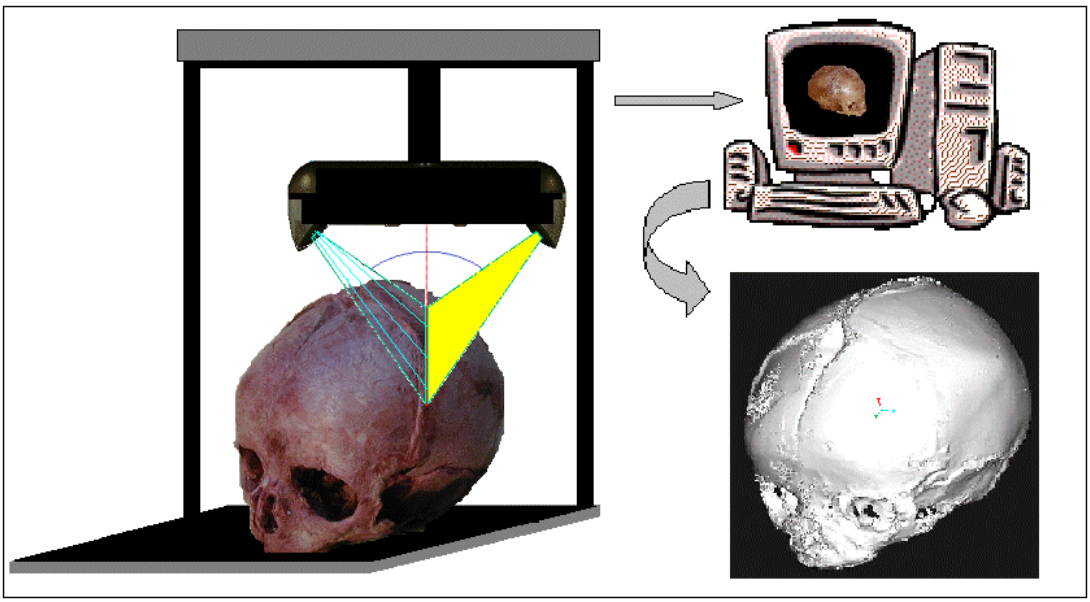


Figure 4.6 *- Numérisation du crâne fœtal avec une machine de mesure tridimensionnelle.*

La méthode par numérisation nous a permis une reconstruction directe et rapide du modèle 3D de la surface du crâne. Ce modèle est utilisé pour réaliser le mannequin du crâne en prototypage.

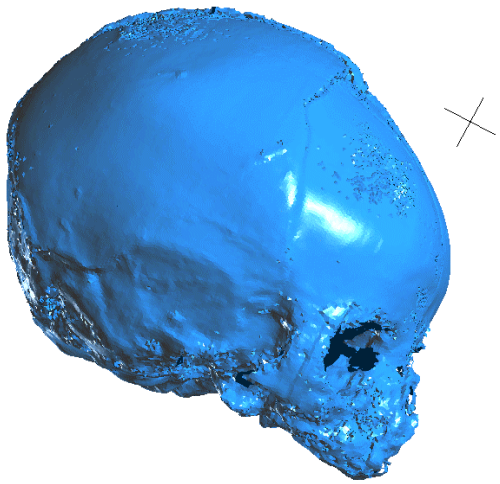


Figure 4.7 *- Crâne numérisé en 3D en format STL.*

Images scanner

Le modèle a été créé à partir des images scanner en format DICOM (format standard médical) avec un niveau de gris de 8 bits,. Toutes les images ont été filtrées avec le filtre « head and neck » (logiciel e-film). Ensuite 99 coupes correspondant au crâne du fœtus (figure

4.8) ont été segmentées et binarisées ; les coupes ont une résolution de 0.345 mm par pixel pour une image de 256 x 256 pixels.

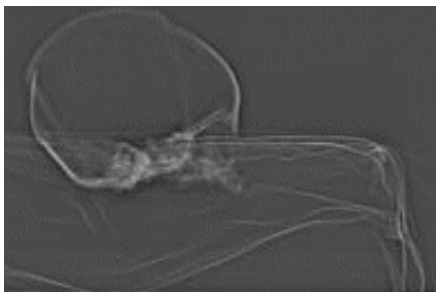


Figure 4.8 - *Scanner du crâne fœtal.*

Les images scanner ont été réalisées à l'Hôpital Édouard Herriot de Lyon. Ces données nous ont permis de reconstruire une géométrie 3D du crâne.

Avec l'approche des images scanner nous utilisons trois méthodes pour la reconstruction 3D du crâne:

- maillage direct (Annexe H) [AUTUORI 02] ;
- reconstruction en 3D avec méthode avec des lignes moyennes (Annexe I) [SILVEIRA 02a], [SILVEIRA 02b], [SILVEIRA 02c] ;
- reconstruction du crâne avec le logiciel AMIRA[3] et ensuite maillage en éléments finis.

Les deux premières méthodes de reconstruction ont été utilisées pour la création des premiers modèles 3D du crâne, mais elles ne sont pas détaillées dans ce paragraphe car elles présentent certaines imprécisions au niveau des modèles 3D.

Les modèles du crâne utilisés dans la partie virtuelle sont ceux crées à partir de la dernière méthode.

Reconstruction du crâne avec le logiciel AMIRA.

Données

Les coupes scanner en format DICOM sont utilisées directement sur le logiciel AMIRA qui est un logiciel 3D utilisé en particulier pour les modèles biomécaniques. Chaque coupe mesure 256 x 256 pixels. L'intervalle entre chaque coupe scanner est de 2.53 pixels, ou 0.869 mm suivant l'axe *z* ; l'axe *x* est la largeur et l'axe *y* la hauteur des coupes scanners.

Protocole de reconstruction en 3D

D'abord, une visualisation des coupes est réalisée (figure 4.9). Cette première visualisation permet d'apercevoir les différentes coupes du modèle du crâne ainsi que les espaces vides et les bruits des images.

[3] http://www.amiravis.com/

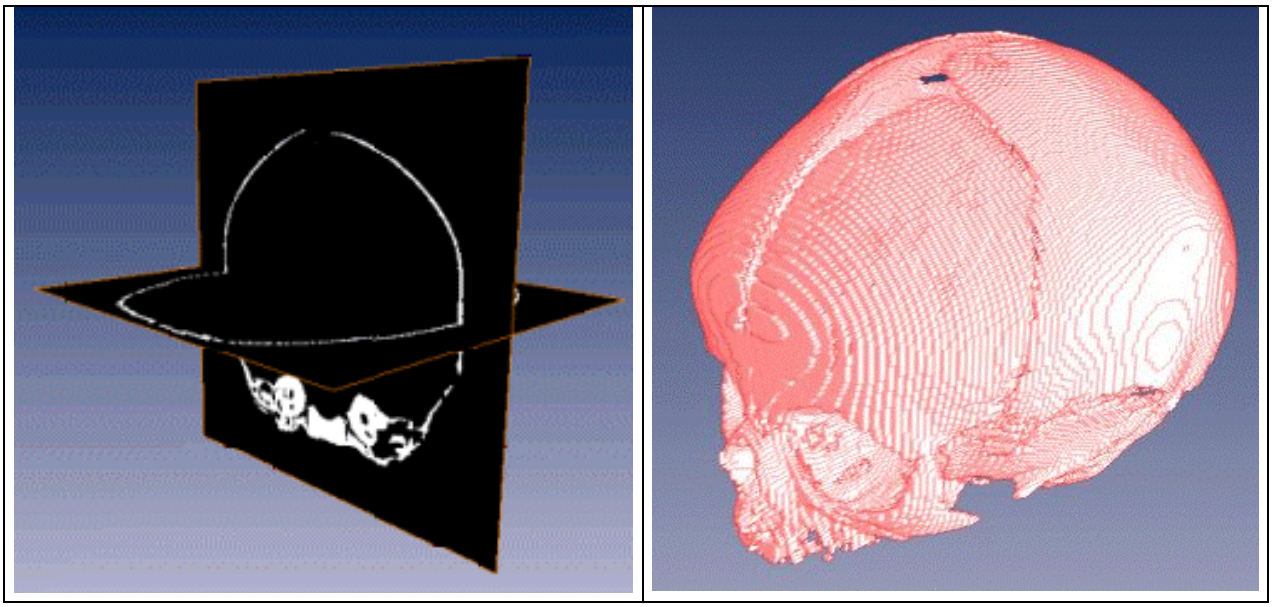


Figure 4.9 *- Visualisation des coupes scanner et du crâne en 3D.*

Sur la même figure 4.9 nous visualisons aussi la reconstruction 3D à partir des donnés scannées brutes. Ensuite nous modifions les coupes avec le remplissages des espaces vides pour modéliser les sutures et les fontanelles sur le modèle 3D du crâne (figure 4.10).

Avec cette première visualisation, nous pouvons apercevoir les imperfections du modèle, et ensuite corriger les problèmes détectés.

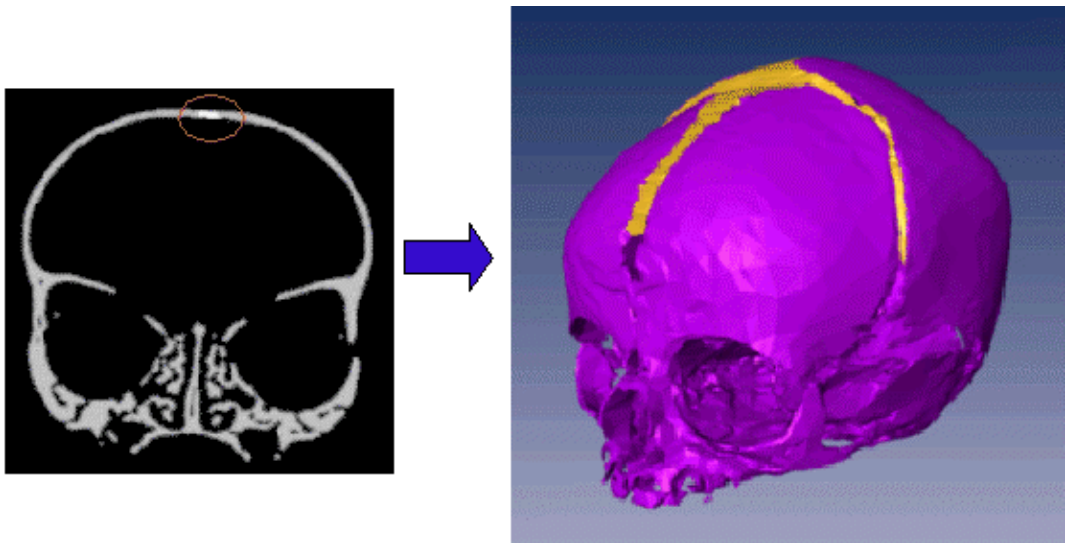


Figure 4.10 *- Modèle avec 40.000 facettes triangulaires avec suture.*

Un modèle polygonal a été réalisé à partir des données brutes du scanner, ce modèle possède une surface avec 2.5 millions de facettes triangulaires avec éléments intérieurs et extérieurs. Pour faciliter la manipulation des modèles 3D du crâne des simplifications ont été réalisées au niveau de la segmentation, nous avons créé ainsi des modèles entre 20.000 et

150.000 facettes. Le modèle optimum que nous avons gardé avec l'ajout des sutures et des fontanelles possède 40.000 facettes triangulaires (figure 4.10).

La reconstruction du modèle polygonal est la première étape avant de construire le modèle en grille tétraédrique (Annexe G). Par la suite un maillage en éléments finis est réalisé sur ce modèle, afin de pouvoir l'exporter sur un logiciel de calcul en éléments finis (Abaqus).

Le modèle de la figure 4.10 est incorporé dans la bibliothèque des éléments 3D de la partie virtuelle du BirthSIM. Cette bibliothèque sera complétée avec les modèles 3D du bassin et du forceps.

4.5.1.2 - Conception du mannequin du crâne.

Le crâne de l'enfant (figure 4.11) a été conçu à partir du modèle de la figure 4.7. Après avoir été scanné et reconstruit en 3D par numérisation. Nous avons crée un crâne en prototypage rapide, ce mannequin est en matériau ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene). Le crâne, d'un diamètre biparíétal de 89 mm, dispose aussi de la représentation des sutures et des grande et petite fontanelles.

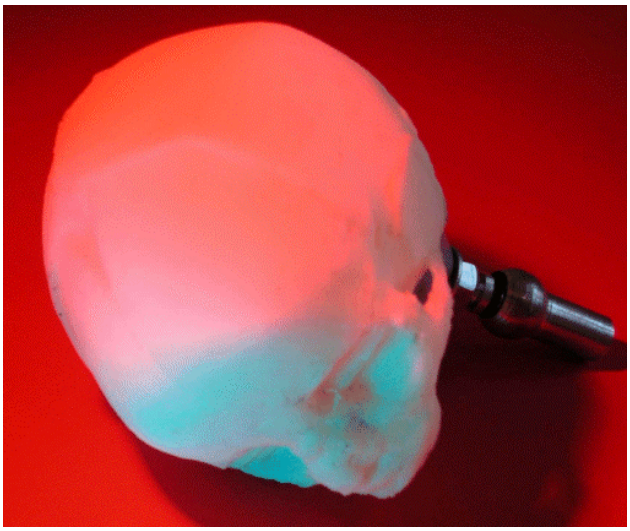


Figure 4.11 - *Crâne du nouveau-né en ABS.*

Nous avons rajouté une couche de latex sur le mannequin en ABS pour faciliter l'adhérence entre le forceps et le crâne (diamètre biparíétal de 94 mm). Pour coupler la partie mécanique avec la partie virtuelle le crâne a été instrumenté avec un capteur de position électromagnétique qui repère sa position dans l'espace. Pour améliorer encore les sensations au toucher, nous avons réalisé un crâne à partir d'un moulage en polyuréthane et ensuite nous avons moulé une tête en silicone (figure 4.12). Dans le chapitre 5 nous montrons quelques résultats sur l'application d'une ventouse sur la tête en silicone.

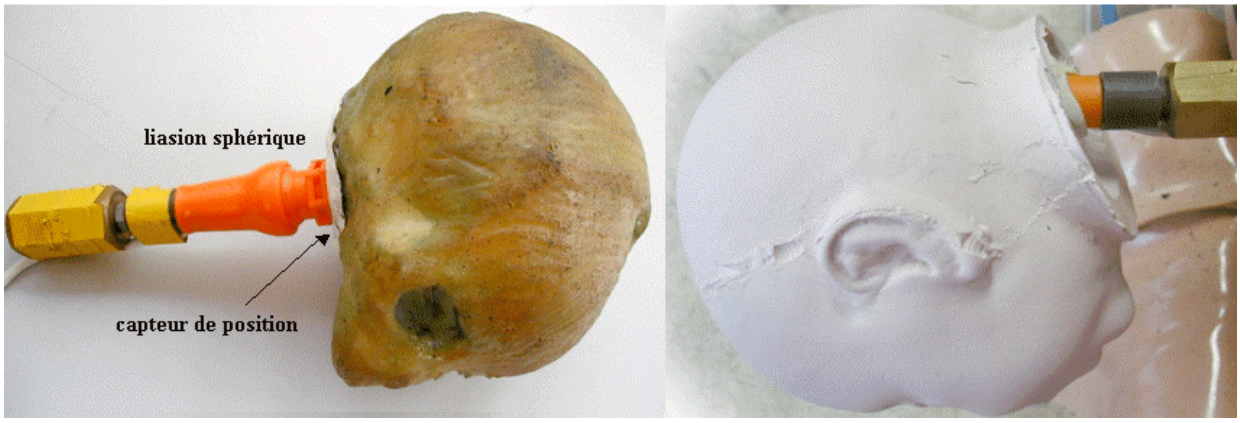


Figure 4.12 - *Crâne en latex et tête en silicone.*

Pour donner les degrés de mobilité suffisants du crâne fœtal, une liaison sphérique (3 ddl - α, β, θ) qui permet une rotation autour des axes *x*, *y* et *z*, lie la tête au vérin pneumatique (figure 4.13). Cette liaison assure la flexion à l'intérieur du bassin. L'objectif principal de cette liaison est de produire les degrés de liberté nécessaires à l'extraction de la tête pendant l'application des forceps ou de la ventouse.

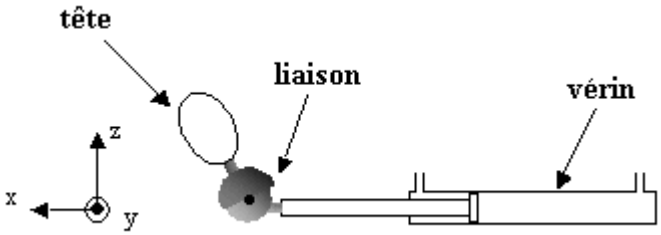


Figure 4.13 - *Mobilités de la tête.*

Ces modèles mécaniques (réels) et virtuels permettront d'aider les médecins et les sages-femmes à retrouver les sensations d'un accouchement véritable. La reconstruction en 3D du crâne permet aussi de réaliser l'entraînement et l'enseignement dans un environnement virtuel.

4.5.2 - Le bassin maternel

4.5.2.1 - Bassin virtuel.

Comme pour le crâne nous avons deux types de modèles, un réel et un virtuel. Le bassin osseux utilisé dans ce projet a été obtenu à partir d'une femme sans pathologie. Le diamètre traverse médian (TM- chapitre 1) du bassin est de 134 mm et le diamètre promonto-rétro-pubien (PRP – chapitre 1) mesure 111 mm.

La modélisation du bassin osseux maternel a été réalisée également par la méthode de reconstruction 3D avec le logiciel AMIRA, donc à partir des coupes scanner. Comme pour la

tête, nous prenons les coupes scanner au format DICOM et nous les exportons vers AMIRA. Ce modèle sera utilisé dans la partie visualisation du BirthSIM. Un modèle polygonal a été conçu avec 20.000 facettes triangulaires. Nos réalisons ensuite le modèle tétraédrique (figure 4.14).

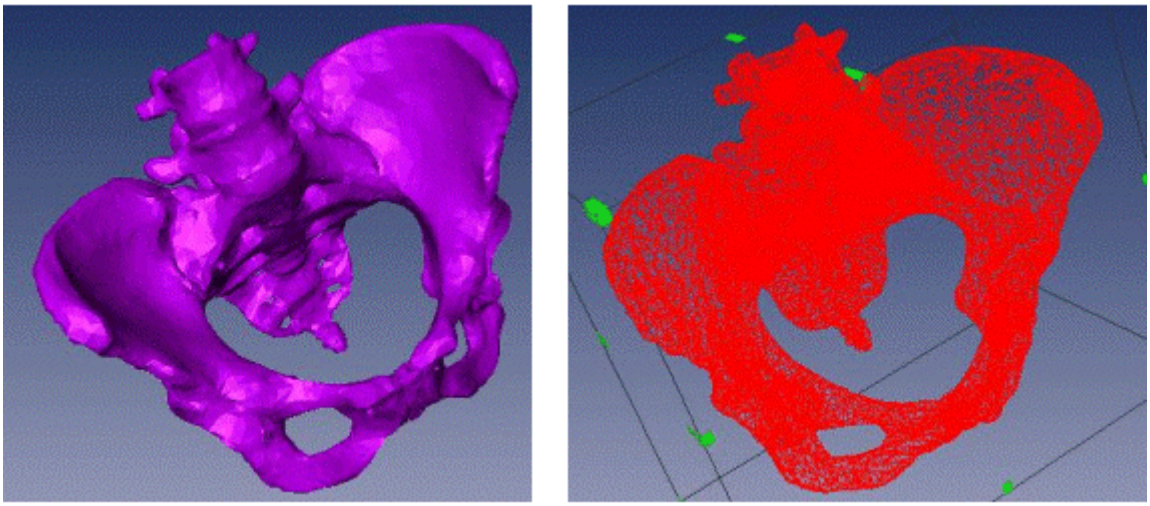


Figure 4.14 *- Modèle du bassin avec 20.000 facettes triangulaires.*

Le modèle a été redimensionné pour avoir les mêmes proportions que le crâne du nouveau-né (figure 4.15).

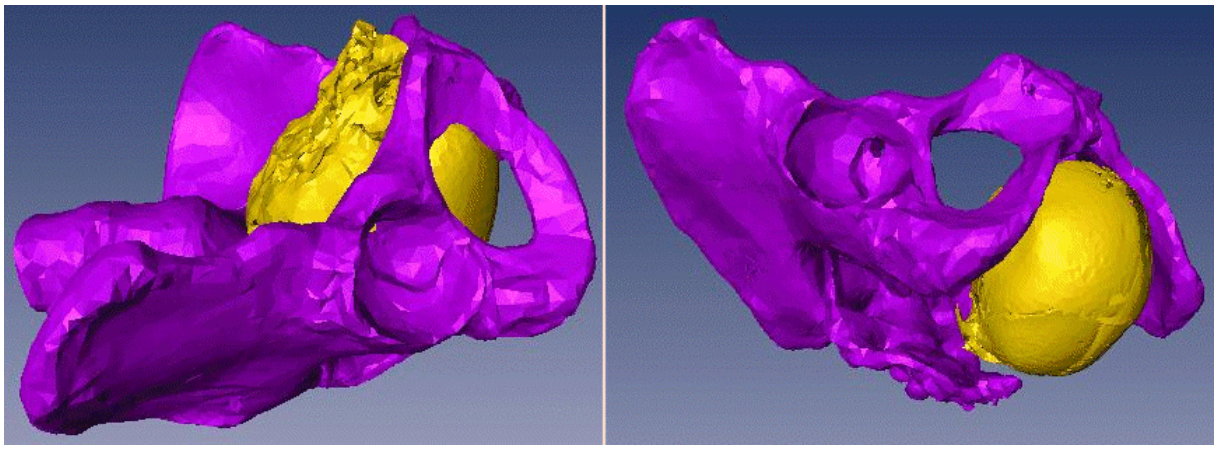


Figure 4.15 *- Modèles en 3D de la tête et du bassin avec les mêmes proportions.*

Dans une première approche ces modèles 3D seront utilisés que pour la partie virtuelle du BirthSIM, mais ils pourront être utilisés pour la modélisation et la simulation des déformations que le bassin subit pendant un accouchement.

4.5.2.2 - Mannequin du bassin.

Le mannequin du bassin (figure 4.16) est commercialisé par la société américaine SIMULAIDS. Il représente une femme enceinte avec tous les repères anatomiques nécessaires au diagnostic obstétrique.

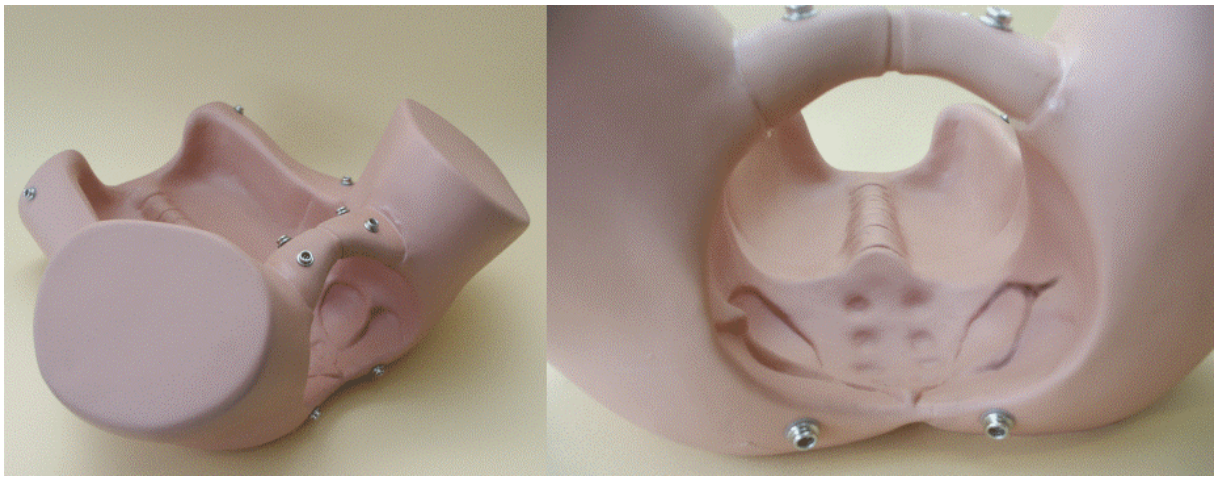


Figure 4.16 *- Bassin maternel utilisé dans le BirthSIM.*

4.5.3 - Forceps instrumentés

Le BirthSIM offre aux jeunes obstétriciens la possibilité de s'entraîner avec les forceps classiques, mais aussi avec deux nouveau types de forceps instrumentés. Ces *forceps instrumentés* seront utilisés comme **un accessoire pour les formations sur le BirthSIM**. L'objectif est de permettre aux jeunes obstétriciens de s'entraîner à la pose des forceps de manière précise et de les aider à réaliser leur meilleur geste. Les forceps instrumentés peuvent être équipés :

- de **cellules actives** qui mesurent la **pression de contact** entre le forceps et la tête de nouveau-né et/ou entre la tête du nouveau-né et les muscles pelviens ;
- de **capteurs miniBird**.

4.5.3.1 - Forceps instrumenté par cellules actives.

L'extraction par forceps engendre des problèmes de sécurité, dus à une application asymétrique sur la tête du nouveau-né de ces préhenseurs. Dans l'objectif de diminuer les accidents et de former les jeunes obstétriciens à un nouveau type d'outil, nous avons améliorer ce préhenseur avec l'instrumentation par des cellules actives [DITTMAR 03]. Idéalement, l'obstétricien devrait disposer immédiatement d'informations lors de la pose du forceps concernant les pressions appliquées sur la tête du nouveau-né. Le forceps instrumenté par cellules actives doit :

- adapter ses cuillères sur chaque tête fœtale, de la plus petite à la plus grande taille : **forceps adaptable** ;

- contrôler l'application des forces de compression sur la tête fœtale ;
- appliquer une préhension symétrique sur la tête fœtale ;
- réaliser une cartographie de pression pendant l'application des forceps (retour visuel à l'obstétricien) ;
- avoir des alarmes (auditives ou autres).

Ainsi ce nouveau forceps instrumenté possède :

- des **capteurs de pression de contact** ;
- une interface graphique qui réalise :
  - une cartographie des pressions (aspect qualitatif : **contrôle de symétrie**) ;
  - un **contrôle des efforts de compression** (aspect quantitatif).

Avant de décrire le fonctionnement et les caractéristiques de ce nouveau forceps, nous rappellerons quelques définitions.

Pression de contact entre deux solides

La pression est définie par l'application d'une force sur une surface. Elle est caractérisée par une localisation, par une intensité et par un temps d'application. La pression s'exerce toujours perpendiculairement à la surface d'appui.

Capteurs de pression de contact

Certains auteurs comme Elftman [ELFTMAN 43] proposent plusieurs technologies pour mesurer la pression de contact. Ces capteurs peuvent être de différents types :

- Électronique (capacitif, résistif, jauges de contrainte) [KNAPP 70] [BEEBE 95] [MASCARO 00] [PATEL 02] ;
- Hydro-pneumatique [MOOLGOAKER 79] HARSTALL 96] ;
- Électro-pneumatique [BARBENEL 90] [ECKRICH 91] [STEINBERG 93] [GYI 99].

Nous avons choisi la technologie des capteurs électro-pneumatiques ; ces systèmes possèdent une cellule captrice, dont le gonflement sépare les contacts électriques internes témoins ainsi du dépassement de la pression de contact entre les solides.

Ce type de capteur a été proposé par Binder [BINDER 80], qui a développé un capteur à cellule pneumatique (figure 4.17). Chaque cellule est composée d'un chambre d'air plate hermétique en forme de pastille, constituée de deux minces couches de latex collées en périphérie (épaisseur de 0.8 mm, surface utile de gonflement de 1 cm^2). Un fin tube de plastique souple (diamètre de 1 mm) relie la cellule au mécanisme de lecture de mesure. La cellule est centrée par deux contacts très minces (épaisseur de 0.1 mm) fixés sur chaque paroi intérieure. Des fils isolés les relient à un témoin.

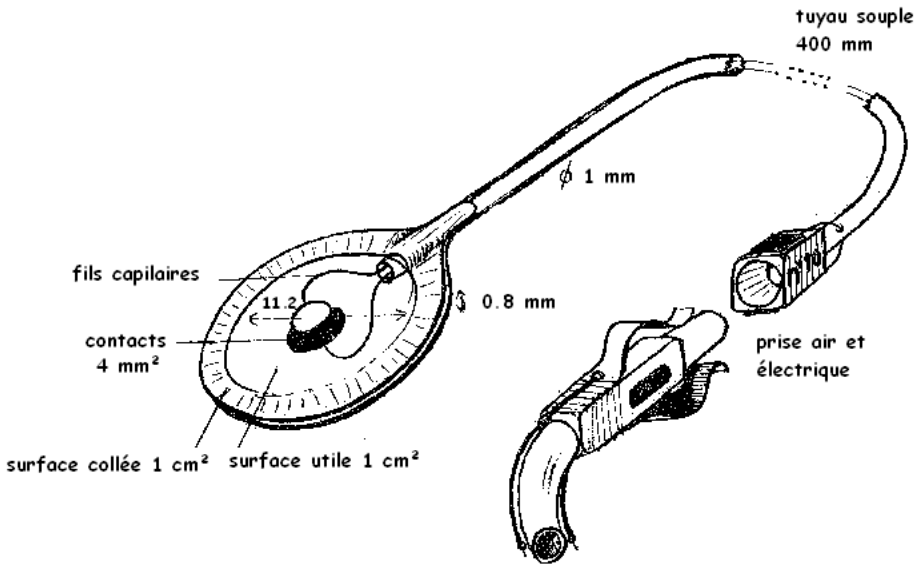


Figure 4.17 *- Capteur de pression de contact de Binder.*

La cellule est activée par une poire pneumatique à clapet et à un tube en U. L'air envoyé dans le circuit par la poire s'équilibre entre la cellule (extensible) et la colonne liquide (mobile). La pression pneumatique ainsi créée déplace la colonne d'eau et tend à séparer les deux parois de la cellule.

A l'instant où la pression pneumatique dépasse juste celle supportée par la cellule, cette dernière se gonfle très légèrement et rompt le contact électrique éteignant le témoin. A ce moment, la lecture de la différence de niveau donne directement la pression exercée sur la cellule. D'après Binder, plus la taille de la cellule est petite plus la moyenne des mesures est ponctuelle et exacte.

Cette technologie est la même utilisée par Talley Group Limited[4], qui commercialise des capteurs de pression de contact. Le capteur de pression de contact Talley (SD500) (figure 4.18) mesure la pression entre deux surfaces. IL possède des contacts électriques à l'intérieur d'une cellule gonflable.

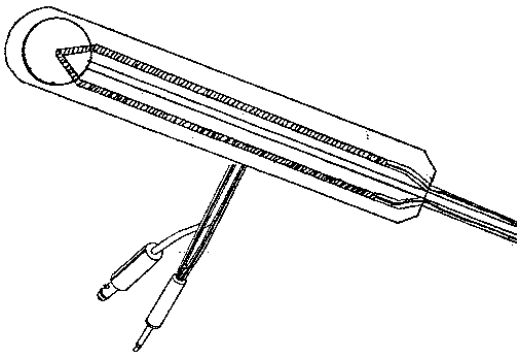


Figure 4.18 *- Capteur de pression de contact de Talley (SD500).*

[4] http://www.talleymedical.co.uk/

Il possède deux connecteurs ; un pour la partie pneumatique et l'autre pour le signal électrique des contacts. Ce capteur a une plage de mesure entre 0 et 199.9 mmHg avec une précision annoncée de 5%.

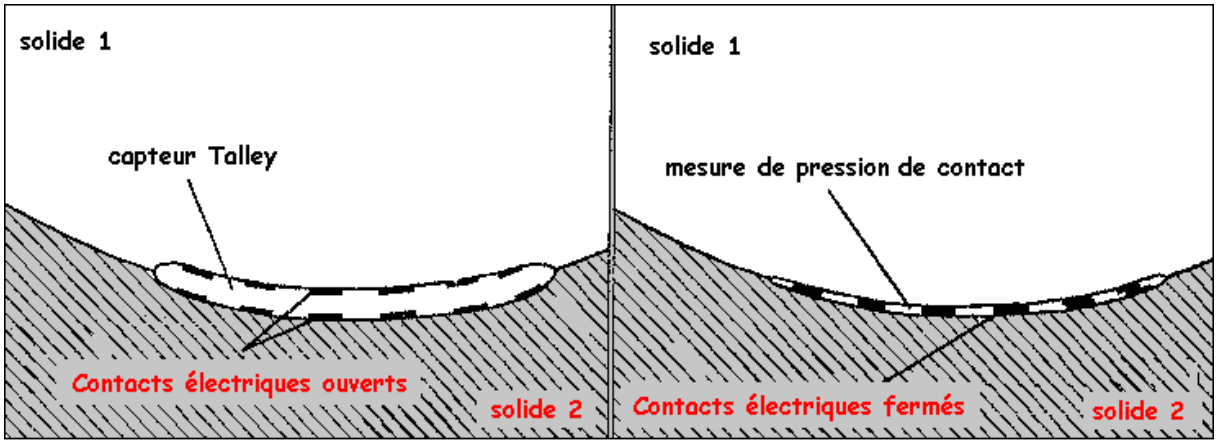


Figure 4.19 *- Le principe de mesure du capteur Talley.*

Le principe de mesure est le suivant (figure 4.19) :

Ce capteur est placé entre les deux corps, la cellule est pressurisée et alors les contacts électriques sont séparés (pression supérieure à la pression de contact). Ensuite l'air de la cellule est lentement libéré jusqu'au contact entre les parties électriques. À ce moment là, la pression mesurée est la pression de contact.

Ce type de capteur répond à deux points du cahier des charges :

- la mesure d'une pression de contact entre le forceps et la tête du nouveau-né ;
- la protection de la tête du nouveau-né, ainsi que la répartition des efforts sur le crâne.

Intégration des cellules actives sur le forceps

Le forceps intègre : une matrice de cellules actives (figure 4.20) qui contrôle et surveille les efforts sur la tête du nouveau-né, un système d'analyse et d'aide à la décision sous forme visuelle (cartographie de pression) et/ou auditive [DITTMAR 03].

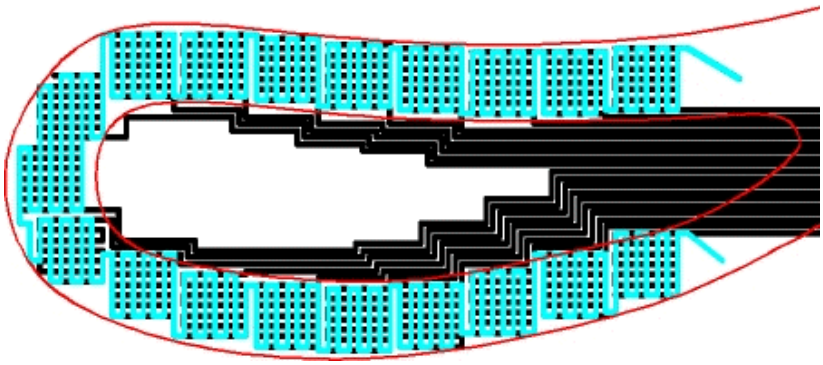


Figure 4.20 *- Forceps « intelligents » avec matrice de cellules actives.*

Les indications issues des mesures sont traitées et indiquées en temps réel, sans interrompre l'activité d'entraînement. Les informations délivrées permettent à l'obstétricien de maîtriser son geste, et il peut en conséquence s'entraîner au repositionnement de l'instrument (**symétrie et intensité des pression appliquées [DUPUIS 04b]**).

L'innovation de ce dispositif par rapport aux capteurs Binder et Talley, se situe au niveau de la commande automatique du gonflage des cellules actives par un générateur de pression programmable.

Fonctionnement des cellules actives

Le forceps comporte plusieurs cellules sur la face du forceps en contact avec la tête du nouveau-né. Ces capteurs sont caractérisés par des cellules de mesure communicantes [DITTMAR 03].

Chaque cellule de mesure (figure 4.21) comporte une face s'appuyant sur le forceps (face de référence) et une face de mesure déformable en forme de membrane. Chaque face de la cellule est munie d'un contact électrique. Ces contacts électriques sont reliés à l'extérieur par un conducteur permettant à la membrane de se déformer sans ajouter de tension mécanique.

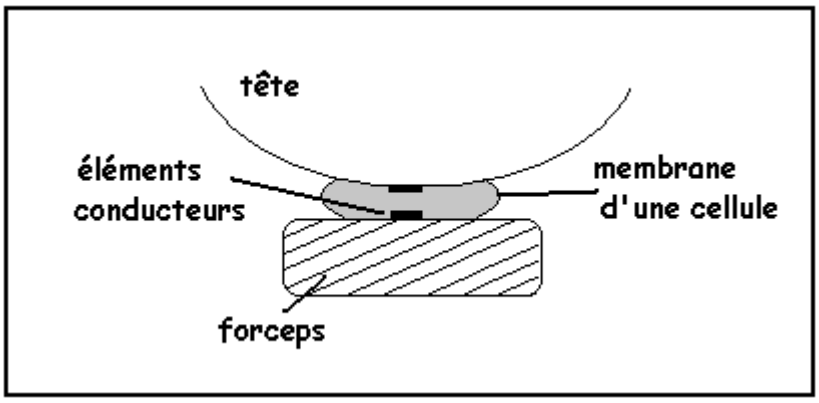


Figure 4.21 – *Coupe d'une cuillère de forceps au niveau d'une cellule de mesure.*

Les cellules sont initialement soumises aux seules contraintes du contact. Les contacts électriques se touchent et les capteurs sont équivalents à des interrupteurs fermés. Nous utilisons une pompe pour soumettre les cellules à une rampe croissante de pression. Quand la pression imposée devient suffisamment élevée, les contacts électriques se décollent et les capteurs deviennent équivalents à des interrupteurs ouverts. Ainsi, en corrélant la mesure de la pression imposée avec les tensions aux bornes des contacts, nous connaissons la pression de contact subies par chaque cellule, équation 4.1.

$$\text{pression extérieure} \approx \text{pression intérieure} \qquad (4.1)$$

Interface graphique

Pendant un arrêt de la progression de la tête (**statique**), des mesures sont réalisés par le forceps instrumenté. Chaque cellule de mesure est reliée à une carte d'acquisition qui commande et contrôle la mesure statique de l'effort de compression. Cette même carte contrôle le gonflage dynamique des cellules actives. Les données sont transférées à un ordinateur et une interface graphique permettant de visualiser les données. L'objectif de cette interface graphique est de permettre :

- d'établir une cartographie des pressions du système à partir de chaque cellule ;
- de visualiser les résultats en temps réel ;
- de donner la répartition des pressions exercées sur le crâne du nouveau né sur l'écran d'ordinateur (**contrôle de la symétrie**) ;
- d'aider le médecin à positionner le forceps.

Dans la figure 4.22, nous présentons l'*interface graphique de visualisation* des données [SILVEIRA 04a].

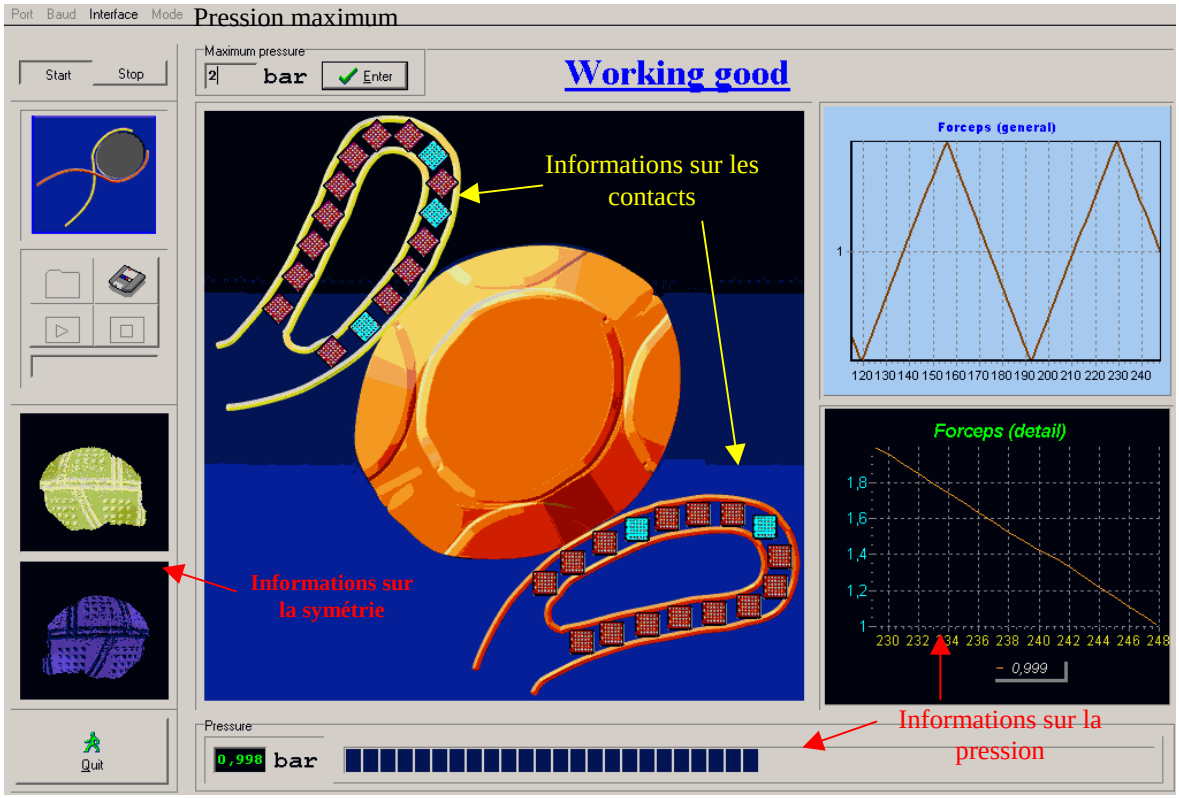


Figure 4.22 - *Interface graphique pour la visualisation des données du forceps instrumenté.*

Cette interface permet l'opérateur d'imposer une pression maximum à l'intérieur des cellules actives. Elle permet aussi de contrôler la symétrie d'application des forceps avec la surveillance des états (ouverts ou fermés) des contacts électriques, un graphe déroulant indique la pression instantanée dans les cellules.

Les contacts sur la cuillère de forceps disposent de trois couleurs :

- *gris* pour indiquer qu'il n'y a pas de communication avec la carte d'acquisition ;
- *bleu* pour indiquer que le contact est fermé ;
- *rouge* pour indiquer que le contact est ouvert.

Les **informations sur les contacts** sont directement liées à la symétrie d'application du forceps, par exemple si le nombre de contacts dans une cuillère est différent par rapport à l'autre.

Les **informations sur la symétrie** sont données par les représentations de la tête située en bas et à gauche de l'interface de visualisation.

Les **informations sur la pression :** l'opérateur au début de l'application du forceps impose une **pression maximum** sur l'enveloppe des capteurs. Si la pression appliquée par l'opérateur atteint 95% de la pression maximum, un signal visuel et sonore indique que l'opérateur doit diminuer les efforts appliqués. L'interface permet la visualisation de la pression en temps réel par l'intermédiaire des graphes de pression.

Il existe trois types d'alarmes sonores :

- un *bip continu* de faible intensité indique que l'expérience est en cours et qu'il n'y a pas de problème ;
- un *bip discontinu* de haute intensité indique que le forceps est appliqué de façon asymétrique ;
- un *son de haute intensité* signifie que la pression d'application est égale à 95% de la pression maximum ; ALARME !

Conclusion

Par la mesure des pressions de contact et leur visualisation en temps réel, ce forceps pourra dans un premier temps être validé sur BirthSIM et ensuite utilisé pour l'enseignement de la pose du forceps.

4.5.3.2 - Le forceps instrumenté avec des capteurs miniBird

Pour former les jeunes obstétriciens à un **nouveau type d'enseignement**, nous avons instrumenté un forceps avec des miniBird. La pose des forceps est ainsi réalisée avec l'aide de la réalité virtuelle.

Comme pour le crâne, nous avons utilisé la méthode de numérisation par laser pour obtenir un modèle 3D du forceps qui sera exploité dans la partie virtuelle du BirthSIM.

Nous avons modélisé le forceps du type Levret le plus fréquemment utilisé (figure 4.23). À partir des données du capteur laser, nous avons un nuage de points qui nous réalisons une triangulation, puis nous reconstruisons un modèle surfacique du forceps numérisé (figure 4.24).

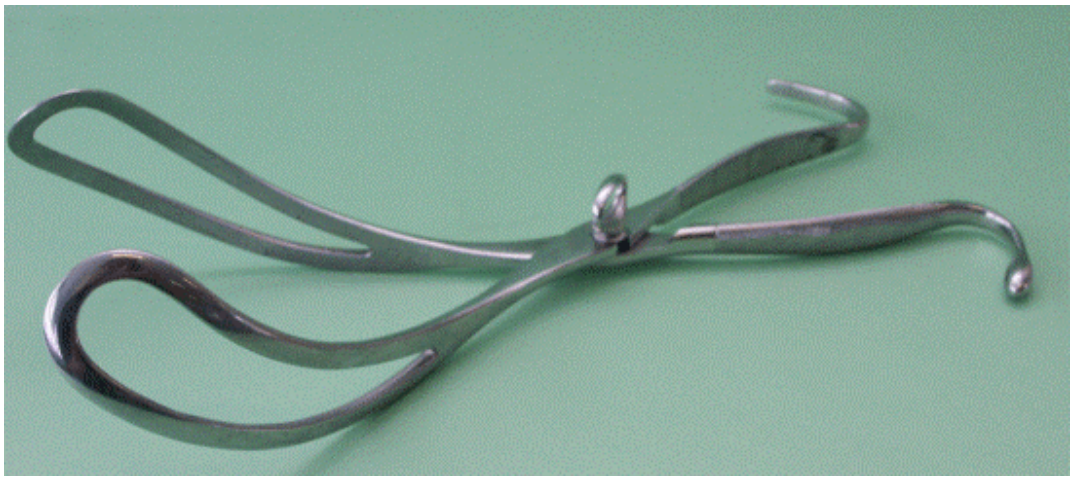


Figure 4.23 *- Forceps du type Levret.*

Comme nous exposerons dans le prochain paragraphe, ce modèle 3D sera utilisé d'une part pour réaliser le moule des forceps en bronze et en matériau composite, et d'autre part pour la partie virtuelle du BirthSIM.

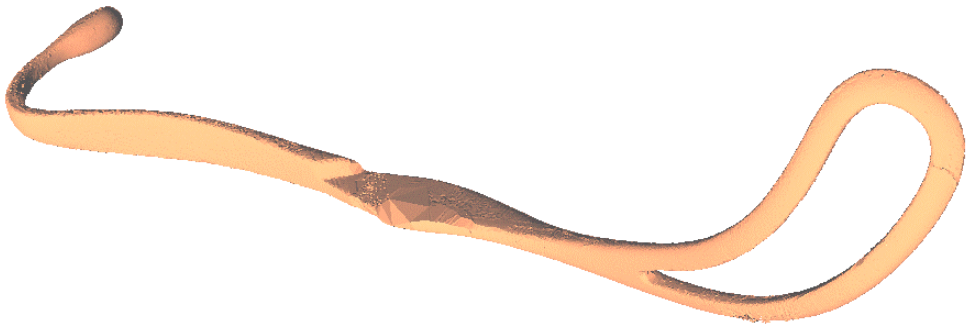


Figure 4.24 *- Forceps numérisé après post-traitement des nuages des points.*

Instrumentation du forceps.

Le forceps est instrumenté avec deux **capteurs miniBird** placés sur chaque cuillère du forceps. Ces capteurs permettent d'avoir les données relatives aux mouvements et aux déplacements (selon six degrés de liberté : *capteur de position 6 ddl*).

La technologie utilisée pour l'instrumentation du forceps est la même que celle utilisée dans les simulateurs médicaux pour réaliser le repérage en position de leurs outils. Les données du capteur sont utilisées pour localiser les objets dans la scène virtuelle.

Ce capteur de position électromagnétique est un miniBird 800 commercialisé par Ascension Technology Corporation[5]. Le miniBird (figure 4.25) est un capteur magnétique capable de donner la position exacte d'un objet dans l'espace selon les coordonnées x, y, z de l'espace, ainsi que les angles d'Euler : l'angle de rotation propre θ, l'angle de nutation φ et

[5] http://www.ascension-tech.com/

l'angle de précession ψ. La précision en translation est de 1.8 mm et la précision angulaire est de 0.5°. Sa taille est 8 mm x 8mm x 18 mm.

Figure 4.25 *- système miniBird.*

Le miniBird est composé d'un récepteur placé sur la tête et de deux récepteurs placés sur le forceps, d'un émetteur d'ondes magnétiques fixe, et d'une unité centrale reliée à un ordinateur par l'intermédiaire d'une interface de type RS232.

Ce capteur fonctionne de la manière suivante. L'émetteur et le récepteur contiennent chacun six bobines qui correspondent aux six paramètres de position. Chacun possède un référentiel propre. En analysant les ondes magnétiques, une comparaison est faite entre la position du repère lié au récepteur et celle du repère lié à l'émetteur, qui peut être considéré comme le repère absolu.

L'inconvénient majeur de ce capteur est que, fonctionnant selon des *champs magnétiques*, il ne peut être utilisé correctement que dans un environnement **non magnétique**. En conséquence, le BirthSIM a été intégralement conçu *des matériaux non magnétiques*.

Conception des forceps instrumenté en position

Actuellement, les *forceps classiques* sont en acier inoxydable donc en matériau magnétique. Les obstétriciens sont formés et en salle d'accouchement utilisent un forceps que a un certaine masse. Par exemple, celui qui nous utilisons dans le BirthSIM, a une **masse de 640 g**.

L'utilisation des capteurs miniBird nous a contraint à réaliser le nouveau forceps instrumenté en **matériau non-magnétique**. Il faut tenir compte aussi de la **masse du forceps**, pour assurer une meilleur *similitude avec les forceps classiques* (acier inoxydable).

Pour déterminer le nouveau matériel du forceps, nous avons comparé plusieurs matériaux ; l'aluminium, le composite (époxy et fibre de carbone) et le bronze.

Pendant la pose du forceps, le poids ressenti par l'obstétricien est important au niveau des sensations ressenties. Par comparaison au forceps en acier utilisés en salle

d'accouchement ; le choix de l'aluminium conduirait à une masse de 416 g, en composite a une masse de 429 g, et celui en bronze a une masse de 858 g.

Comme l'objectif de l'utilisation du forceps sur le BirthSIM est de reproduire au mieux la réalité. Nous choisissons donc pour notre application le forceps en BRONZE, ce forceps permettra au médecin de retrouver au mieux les sensations ressenties lors d'une pose de forceps.

Le **forceps en bronze,** obtenu par moulage, est instrumenté avec les miniBird (figure 4.26). *L'objectif principal de cette instrumentation est de pouvoir localiser les forceps dans l'espace et permettre au médecin la visualisation en temps réel son geste*. Il devient le complément indispensable du BirthSIM.

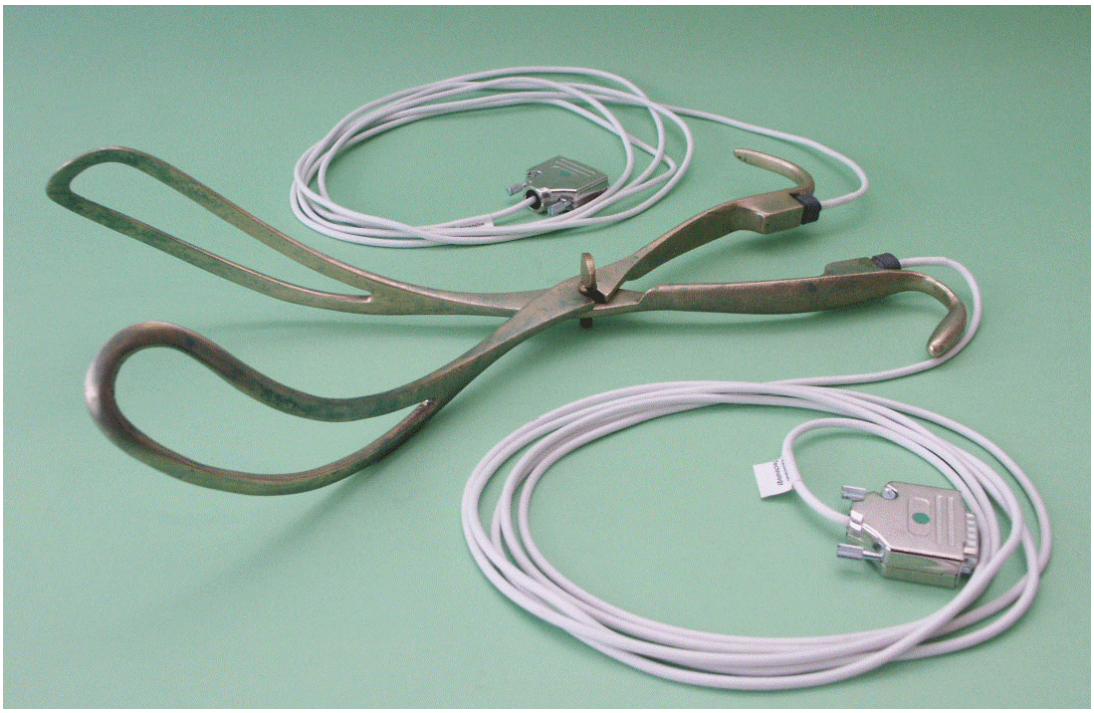


Figure 4.26 – *Exemplaire du* ***f****orceps en bronze et instrumenté.*

Nous avons poursuivi notre étude et nous avons conçu avec le partenariat de l'Institut Français du Textile et Habillement (IFTH) un deuxième **forceps non-magnétique en matériau composite** (tissu en fibre de carbone et résine époxyde). Cette solution est envisagée, car il nous semble que ce nouveau type de forceps pourrait être utilisé un jour dans les salles d'accouchements.

Comme il est plus déformable que les forceps actuels, il offre à l'obstétricien une sensation de préhension beaucoup plus tactile ; ainsi l'opérateur peut ressentir plus intensément les efforts de compression sur la tête du nouveau-né pendant une pose de forceps.

Il s'agit d'un nouvel outil médical, il pourra être validé dans un premier temps par les obstétriciens sur le BirthSIM. Ce forceps en matériau composite a été conçu à parti du modèle 3D du forceps du type Levret et nous avons rajouter dans le manche de chaque cuillère des emplacements pour les capteurs miniBird (figure 4.27).

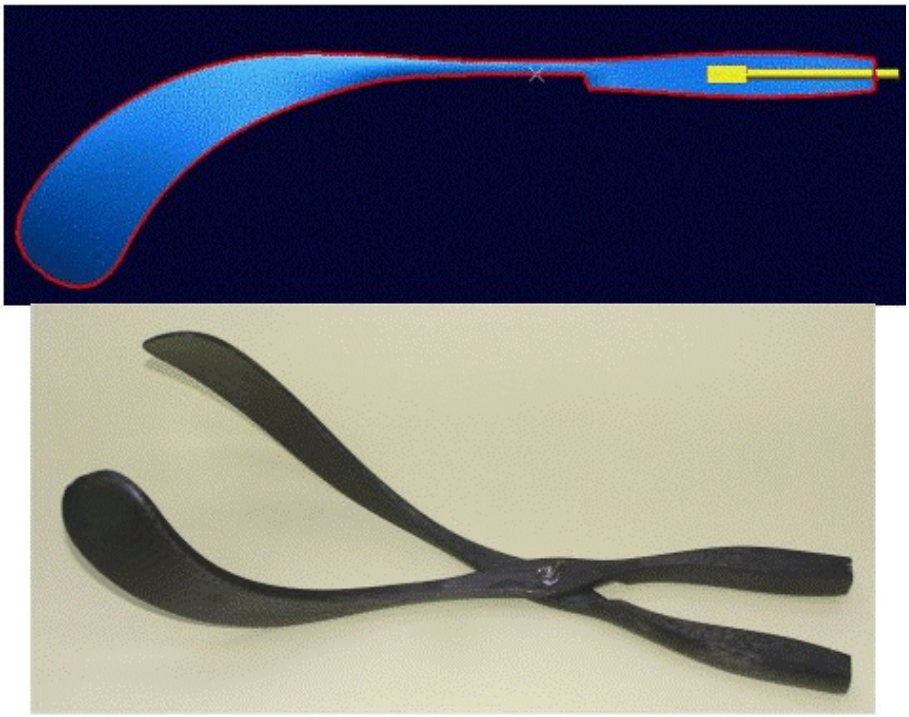


Figure 4.27 - *Forceps en matériau composite.*

4.5.4 - Support mécanique mobile.

Pour pouvoir déplacer la tête à l'intérieur du bassin maternel nous avons conçu et développé un support mécanique mobile. Il es formé de deux liaisons glissières (translation selon *y* et *z*) pour permette la tête de se déplacer dans les huit présentations différentes (figure 4.28).

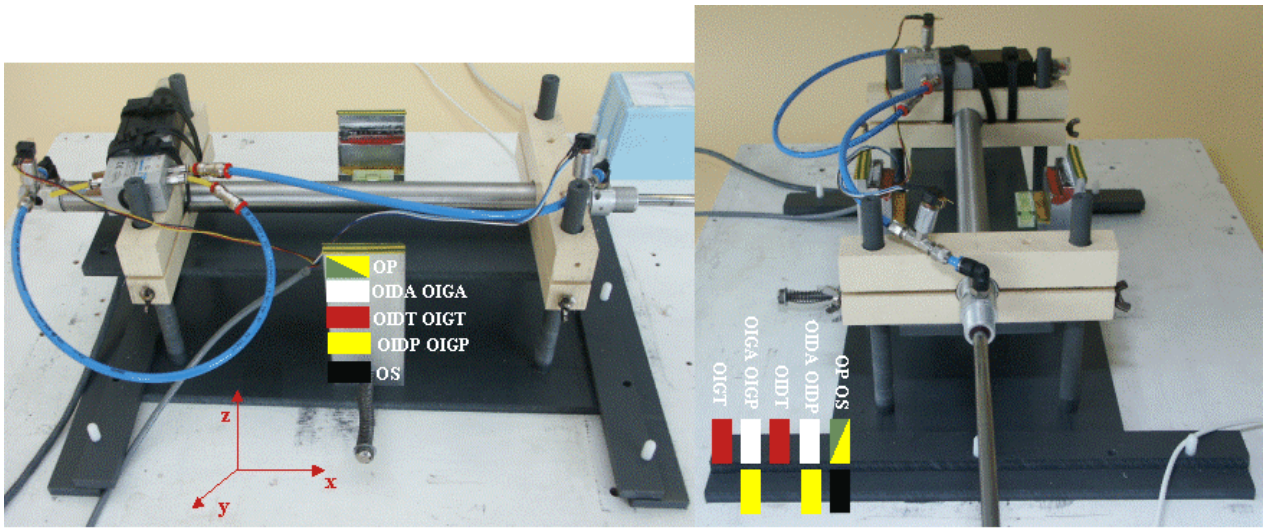


Figure 4.28 - *Support Mécanique Mobile.*

Ce support mécanique mobile possède aussi un système de repérage des huit présentations angulaires. Il est composé d'un système en « escalier » avec 5 marches pour

pouvoir mettre la tête en OP, [OIDA OIGA], [OIDT OIGT], [OIDP OIGP] et OS selon l'axe ***z***. La glissière en ***y*** a un système de repérage avec respectivement [OP OS], [OIDA OIDP], OIDT, [OIGA OIGP] OIGT. En combinant les deux systèmes, nous pouvons positionner la tête dans les huit présentations (figure 4.29).

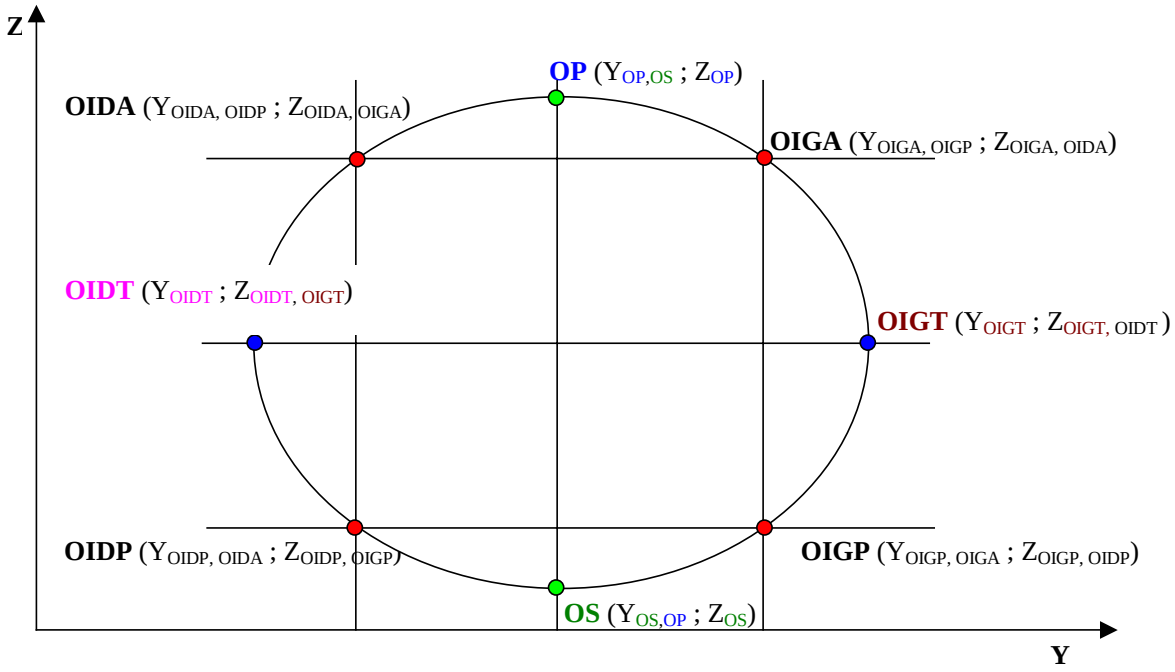

Z
OP ($Y_{OP,OS}$; Z_{OP})
OIDA ($Y_{OIDA, OIDP}$; $Z_{OIDA, OIGA}$)
OIGA ($Y_{OIGA, OIGP}$; $Z_{OIGA, OIDA}$)
OIDT (Y_{OIDT} ; $Z_{OIDT, OIGT}$)
OIGT (Y_{OIGT} ; $Z_{OIGT, OIDT}$)
OIDP ($Y_{OIDP, OIDA}$; $Z_{OIDP, OIGP}$)
OIGP ($Y_{OIGP, OIGA}$; $Z_{OIGP, OIDP}$)
OS ($Y_{OS,OP}$; Z_{OS})
Y

Figure 4.29 *- Système de repérage des présentations de la tête.*

Un autre type de support mécanique mobile a été développé avec un système de rotation. Comme les huit présentions peuvent être représentées sur un cercle de rayon 35 mm, nous avons conçu le système de la figure 4.30 dans le but d'automatiser la mise en place de la tête dans le bassin. La rotation sera assurée par un moteur rotatif placé à l'arrière du vérin.

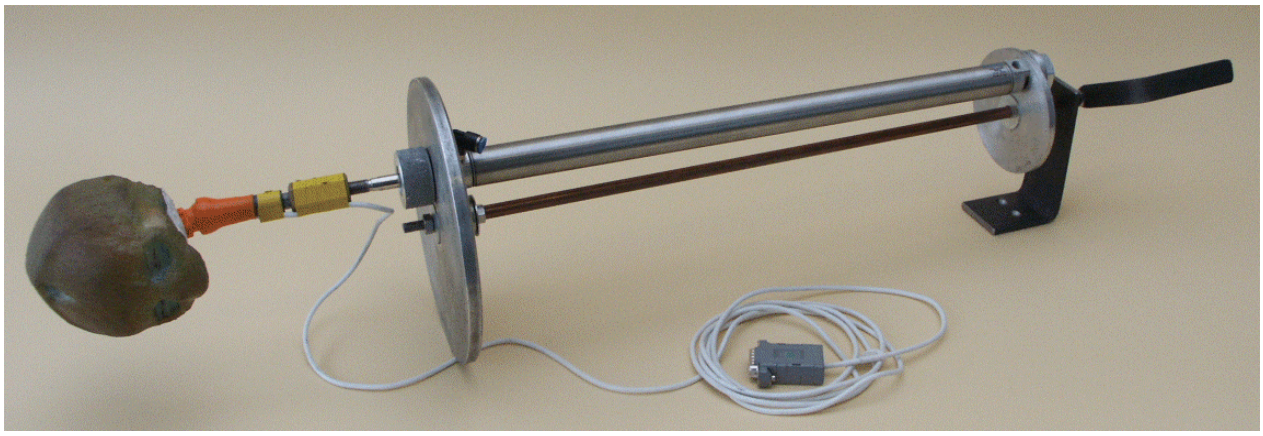


Figure 4.30 *- Support mécanique mobile avec système de rotation.*

4.6 - Réalisations pneumatiques

La partie pneumatique comporte deux éléments distincts : le système de simulation des muscles pelviens entre la paroi du bassin et la tête fœtale (interface gonflable) et le système de simulation de la résistance à l'accouchement (vérin).

4.6.1 - Muscles pelviens

Pour avoir un modèle complet de bassin, nous avons rajouter les muscles du plancher pelvien. Les propriétés mécaniques de ces muscles ont été étudiées par Fung [FUNG 93] ; en première approximation, ces muscles, quand ils sont soumis a des contraintes, se comportent comme un matériau élastique se déformant linéairement.

Enveloppes gonflables

Les muscles pelviens sont simulés par deux enveloppes gonflables en caoutchouc, alimentés par un circuit pneumatique et instrumenté par un capteur de pression (figure 4.31).

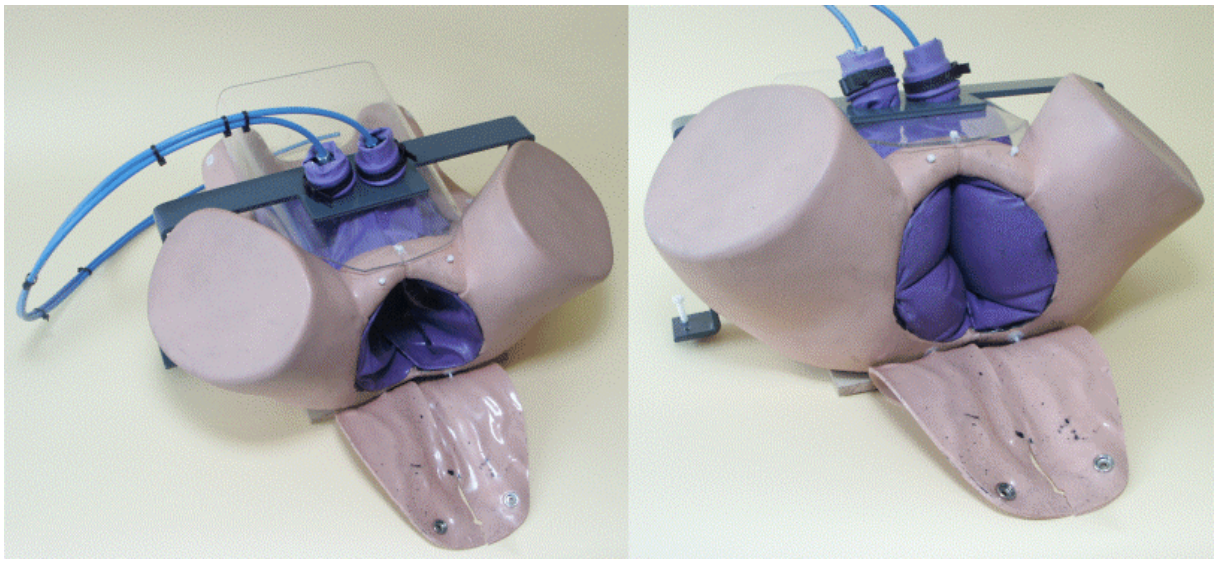


Figure 4.31 - *Muscles pelviens dégonflés et gonflés.*

Une série d'essais a été réalisée dans le but de valider les enveloppes gonflables afin de déterminer l'influence des propriétés mécaniques de la membrane sur la pression de contact. L'objectif de l'expérience est de rechercher la **pression de contact** entre le solide d'appui et la membrane et ensuite d'établir une corrélation entre la pression de contact et la pression mesurée à l'intérieur de la membrane.

Comme les polymères ont des propriétés non-linéaires, nous décidons de rechercher cette corrélation expérimentalement. Pour cela, nous avons développé un **simulateur de pression de contact** représentatif du contact entre les muscles pelviens et le forceps.

Simulateur de pression de contact

Ce simulateur permet la simulation d'une enveloppe déformable, comme par exemple les contacts entre les muscles pelviens et les cuillères du forceps.

Le simulateur comprend un circuit pneumatique, une pompe, une membrane en caoutchouc, un capteur de pression, un solide d'appui avec graduations pour calculer la surface d'appui (figure 4.32).

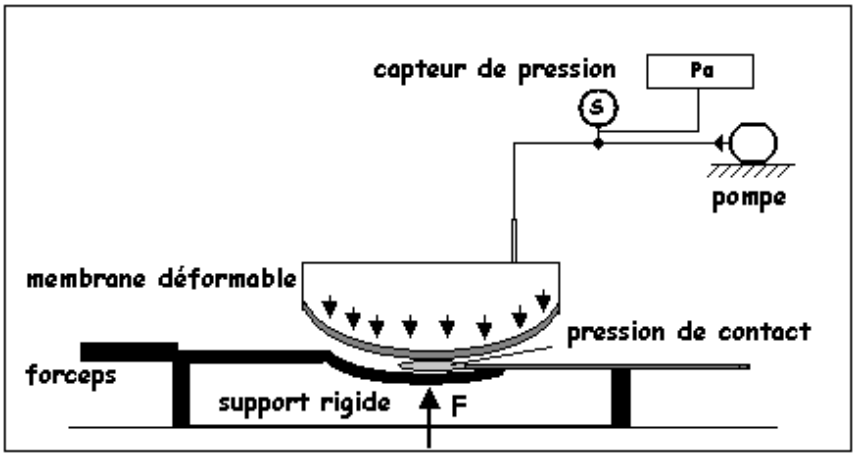


Figure 4.32 - *Schéma du simulateur d'interface.*

Protocole Expérimental

Le circuit pneumatique et la membrane déformable permettent de simuler les pressions appliquées sur la surface d'appui à partir d'une pompe. Ce dispositif impose une pression connue sur la surface d'appui par l'intermédiaire de la membrane. Le solide d'appui avec graduations, placé entre la cuillère du forceps et la membrane, mesure la pression de contact. La figure 4.33 montre la corrélation entre la pression appliquée à l'intérieur de la membrane et la pression de contact.

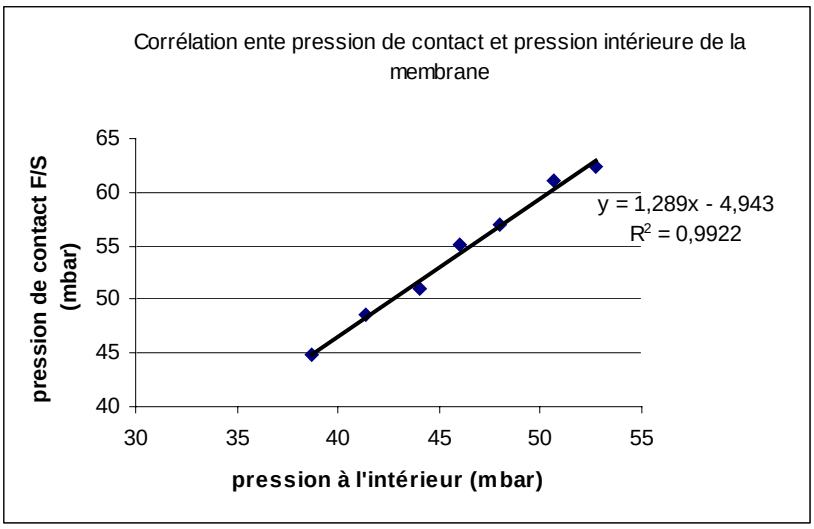


Figure 4.33 - *Corrélation entre la pression appliqué et la pression à l'intérieure de la membrane.*

Une série de mesures pour chaque pression imposée est réalisée dans le but de vérifier la répétabilité des mesures et leur homogénéité. Cette courbe nous montre une **corrélation linéaire** (y = 1,3 x - 4,9) entre la pression à l'intérieur de la membrane et la pression d'appui, cette pression est la **pression de contact**.

Ces résultats font apparaître que la pression mesurée à l'intérieur de l'enveloppe mince (accessible sur le simulateur) et la pression de contact diffèrent de 30%, ceci est dû à l'élasticité de la membrane.

Cette différence (qui peut être prise en compte) ne semble pas à priori gênante pour notre application.

Le système de simulation des muscles pelviens est composé de deux pompes (gonflage et dégonflage des membranes), d'un capteur de pression, et d'une électrovanne (figure 4.34).

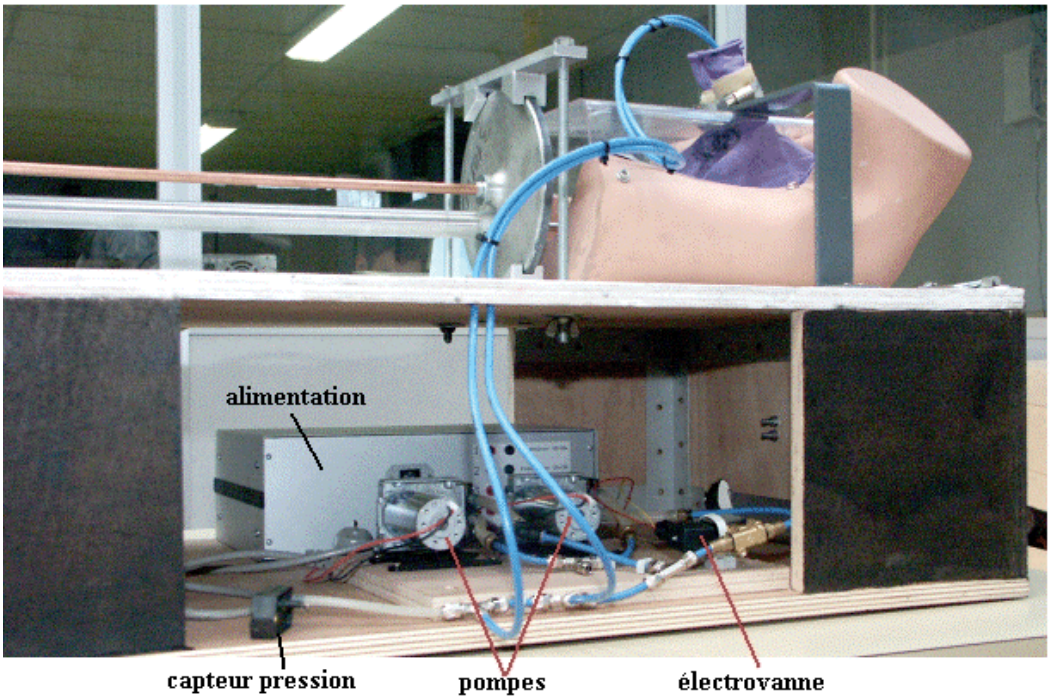


Figure 4.34 - *Composants pneumatiques pour simuler les muscles pelviens.*

Les premiers essais réalisés avec l'obstétricien montrent que pour une extraction par forceps, une pression régulée à 80 kPa, reproduit assez fidèlement la réalité.

4.6.2 - Actionneur pneumatique

Pendant l'accouchement, un certain nombre d'efforts sont exercés sur le nouveau-né. Les principaux efforts sont **les contraction utérines,** les **efforts expulsifs et résistifs** ; et

également les **efforts extérieurs**, qui sont les efforts de traction exercés par le médecin (forceps ou ventouse).

Dans l'objectif de simuler ces efforts, nous avons mis en place sur le BirthSIM un système composé d'un vérin pneumatique asservi de deux capteurs de pression et d'une servo-valve (MPYE-5-M5-010B, Festo[6]) (figure 4.35).

Le vérin pneumatique a trois fonctions principales. La première est d'assurer au crâne un déplacement sur l'axe *x* dans le bassin par le biais d'**une liaison glissière**. La deuxième est de **simuler la résistance à l'accouchement**. Et enfin, la troisième fonction est de **simuler les contractions utérines et les efforts expulsifs**.

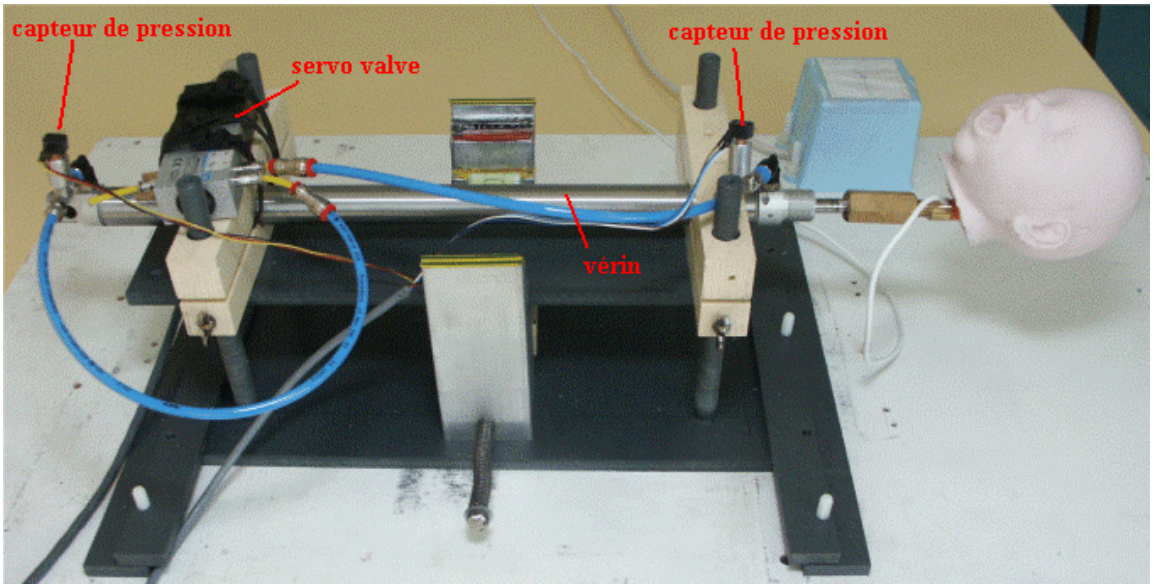


Figure 4.35 - *Système de simulation des contractions utérines et des efforts expulsifs.*

Pour la simulation de ces fonctions, il est nécessaire de réaliser **l'asservissement du vérin**. Pour permettre un bon réalisme nous nous réservons la possibilité de mettre en place trois types d'asservissement, suivant la demande du médecin :

- en position ;
- en effort ;
- éventuellement en raideur.

Simulation des efforts d'extraction

Nous avons vu dans le chapitre 2 que les efforts de traction (résistifs) peuvent atteindre 300 N. Certains auteurs comme Wylie [WYLIE 63] ont réalisé une classification selon effort de traction exercé pendant une extraction par forceps. Avec l'aide de l'obstétricien, nous avons réalisé des essais pour déterminer une classification sur le BirthSIM selon effort appliqué.

[6] http://www.festo.com/

Nous avons réalisé avec le médecin des essais de traction avec forceps, avec l'aide de l'actionneur pneumatique régulé en pression. Après analyse des essais nous pouvons établir le tableau suivant :

Tableau I- Classification selon le degré de difficulté d'une extraction par forceps.

Pression dans la chambre (kPa)	p < 50	50 < p < 150	p > 150
Effort de traction (N)	T < 21	21 < T < 62	T > 62
Degré de difficulté de l'extraction	facile	moyen	difficile

Cette classification, nous permet d'établir sur le BirthSIM différents types d'extractions par forceps. Compte tenu de la section du vérin retenu, la pression de travail du vérin est de l'ordre de 150 kPa.

Asservissement en position

L'asservissement en position permet la validation du positionnement de la tête en différentes niveaux du bassin et permet aussi la simulation d'un accouchement eutocique. Nous montrerons ces résultats dans le chapitre 5.

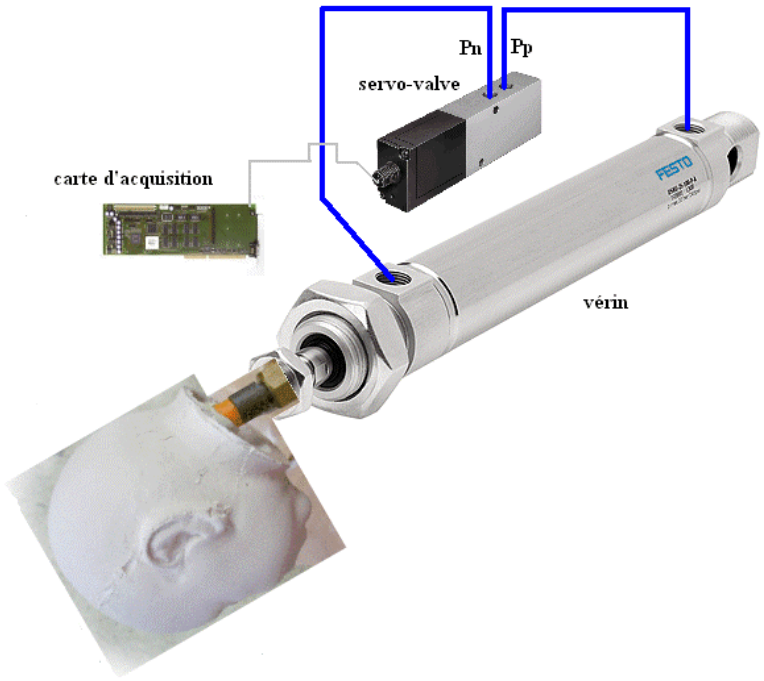


Figure 4.36 – *Système pour l'asservissement en position.*

4.7 - Partie Réalité Virtuelle

La partie réalité virtuelle du BirthSIM utilise les données du capteur mniBird pour réaliser l'acquisition des données des trois capteurs de position et créer une visualisation en 3D et en temps réel de la tête fœtale et des cuillères du forceps sur le logiciel de visualisation.

Les figures 4.37 et 4.38 montrent la partie réalité virtuelle du BirthSIM, version complète et version simplifiée. Ces modèles sont exportés à partir des modèles 3D décrits précédemment. Les résultats de la partie réalité virtuelle seront détaillés dans le prochain chapitre.

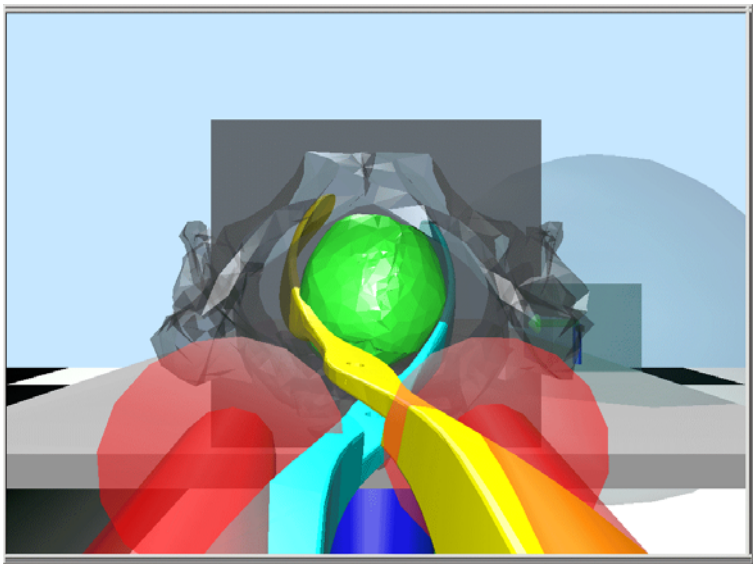


Figure 4.37 - *Interface graphique complète avec bassin, crâne et le forceps en 3D.*

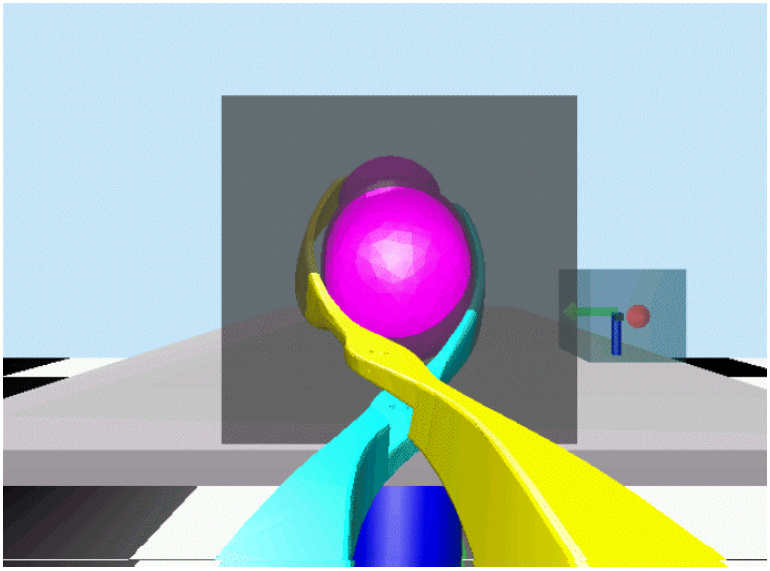


Figure 4.38 - *Interface graphique simplifiée avec tête et le forceps en 3D.*

4.8 - Conclusion

Ce chapitre a décrit les différentes parties du simulateur d'accouchement BirthSIM que nous avons conçues à partir du cahier des charges établi avec le médecin obstétricien. La figure 4.39 montre le système complet du BirthSIM.

Le BirthSIM est un simulateur anatomique instrumenté et/ou virtuel. Il possède une partie mécanique et anatomique (enveloppe gonflable et vérin pneumatique) et une partie réalité virtuelle. **Les deux parties (mécanique et virtuelle) sont couplées de façon à reproduire avec le meilleur réalisme possible l'accouchement**.

Figure 4.39 - *BirthSIM.*

Notre système d'apprentissage destiné à l'obstétrique permet à l'opérateur de choisir entre différents programmes de simulation. L'instructeur peut positionner la tête fœtale dans différentes positions, régler la fréquence des contractions et les efforts de poussée abdominale, etc. Le système permet l'enregistrement de l'ensemble des paramètres.

Les fonctions principales du BirthSIM sont :

- l'optimisation du geste obstétrical ;
- l'enseignement et l'apprentissage des extractions par forceps et ventouse, par le biais de la réalité virtuelle ;
- l'évaluation des pertinences et de la reproductibilité des critères cliniques classiques ;
- la simulation dynamique de la résistance mécanique des muscles ;
- la simulation des contractions utérines et des efforts de poussée abdominale ;
- la répétabilité d'une même manipulation ;
- un banc d'essai pour les chercheurs et ingénieurs pour valider de nouvelles procédures ou instruments ;
- la possibilité d'apprentissage de nouvelles méthodes, sans risque maternel ni problèmes éthiques.

Dans le prochain chapitre, nous présenterons les résultats obtenus avec BirthSIM pour l'entraînement au toucher vaginal et pour l'entraînement à la pose du forceps.

Chapitre 5 – Validation et expérimentations du BirthSIM

Nous présenterons dans ce chapitre, les premiers essais du BirthSIM. Ils portent sur la validation du BirthSIM par 57 obstétriciens, dans 6 services différents de Gynécologie et Obstétrique des hôpitaux publics de Lyon et Paris. Ensuite, nous exposerons les premiers tests sur BirthSIM pour l'aide à l'enseignement avec les modèles 3D : essais de pose de forceps (partie mécanique) et visualisation des résultats (partie réalité virtuelle). À la fin du chapitre, nous montrerons des tests réalisés avec le forceps et la ventouse.

5.1 - Validation du BirthSIM avec les essais par le toucher vaginal

5.1.1 - Introduction

L'objectif de ces expérimentations est de valider le BirthSIM par l'analyse de la reproductibilité des mesures et les diagnostics des opérateurs par le **toucher vaginal**. Cet examen est réalisé pour déterminer le positionnement de la tête fœtale dans le bassin maternel (axe *x* de déplacement du vérin, figure 5.1).

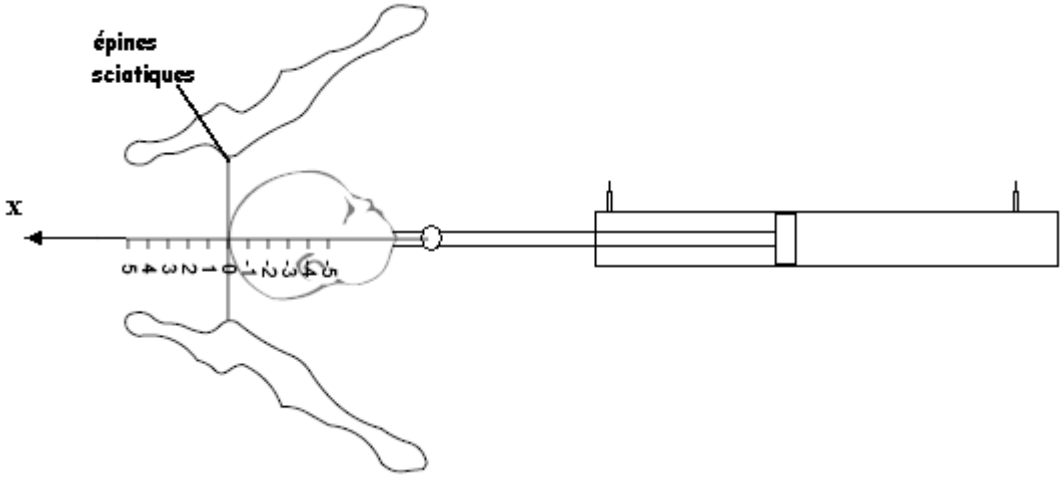


***Figure 5.1** - Position du sommet de la tête par rapport aux épines sciatiques.*

Au cours de ces essais nous souhaitons également valider par les obstétriciens, **l'aspect anatomique** du BirthSIM :

- la taille du bassin ;
- les repères anatomiques comme le sacrum, le coccyx et les épines sciatiques ;
- les dimensions géométriques de la tête fœtale ;
- la validation des fontanelles et des sutures ;
- l'aspect réaliste des muscles pelviens artificiels.

5.1.2 - Répétabilité du capteur miniBird

Dans le but de valider ces capteurs, nous avons réalisés des essais de répétabilité. La précision de ces capteurs dépend de la distance entre le récepteur et l'émetteur et surtout de l'environnement où s'effectue les mesures (figure 5.2). La figure 5.2 nous montre une variation quadratique de l'écart type en fonction du rayon d'action du capteur.

Afin d'assurer la répétabilité des mesures, nous avons réalisé une série de 20 mesures sur 6 différentes positions dans notre environnement de travail. Le résultat de ces mesures montre des variations des coordonnées *x*, *y*, et *z* de l'ordre du millimètre. Pour notre application, c'est-à-dire la détermination de la hauteur de la tête dans le bassin, la dispersion

selon l'axe *x* est satisfaisante. Dans nos conditions d'essais, nous estimons la répétabilité en position à 0.2 mm et en orientation à 0.3°.

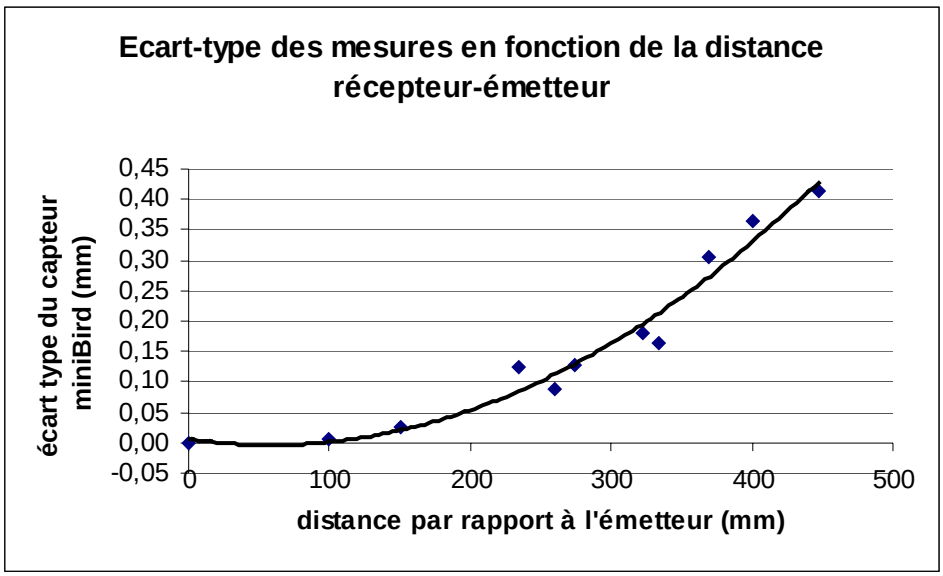


Figure 5.2 - *Écart type du capteur miniBird en fonction de la distance émetteur-récepteur.*

5.1.3 - Calibrage des positions des épines sciatiques du bassin maternel

Pour la réalisation des essais de toucher vaginal, nous devons calibrer les positions des épines sciatiques. Toutes les mesures de position sont réalisées par rapport au repère fixe de l'émetteur (placé dur le bâtis du BirthSIM).Le calibrage (figure 5.3) a été réalisé à l'aide d'un robot 6 axes (Stäubli RX90). La distance entre l'émetteur et l'épine sciatique est de 274 ± 0.5 mm.

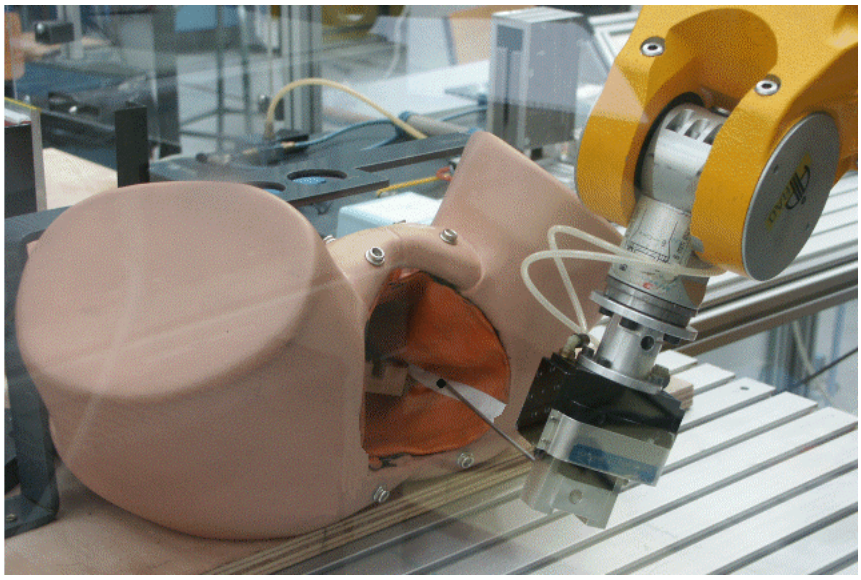


Figure 5.3 - *Calibrage des épines sciatiques par rapport à l'émetteur.*

5.1.4 - Calibrage de la tête fœtale par rapport aux épines sciatiques

Une fois les épines sciatiques calibrées, nous réalisons d'abord un étalonnage des huit présentations de la tête fœtale par rapport au support mécanique mobile. Ensuite, un *calibrage* des différentes positions de la **tête fœtale est réalisé par rapport aux épines sciatiques**, c'est-à-dire de -5 à + 5 cm.

Par exemple, le calibrage de la position OP en position 0 par rapport au sommet au épines sciatiques est x = 191.8 mm. Nous enregistrons également les coordonnées *y* et *z* ainsi que les angles α, β, γ de chacune des 8 présentations sur les 11 niveaux des hauteurs. Le tableau I montre le résultat du calibrage pour **la hauteur 0 de chaque présentation**.

Tableau I : Calibrage des 8 présentations au niveau 0.

	OP	**OIGA**	**OIDA**	**OIGT**	**OIDT**	**OIGP**	**OIDP**	**OS**
***x* (mm)**	**191.8**	**192.2**	**192.2**	**192.6**	**192.4**	**191.8**	**192.2**	**191.6**
***y* (mm)**	240.8	227.8	262.6	215.2	276	226.6	265.8	246.8
***z* (mm)**	-80	-73.2	-77.2	-56.6	-61.4	-39	-44.2	-37.6
θ **(°)**	50.9	-13.3	101.5	-24.5	142.1	-71.7	176.5	-115.6
φ **(°)**	-26.1	-10.5	-25.9	7.3	-14.1	24.3	8.9	25.5
ψ **(°)**	8.3	20.6	-11.6	21.7	-29.6	4.1	-26	-8

La visualisation des résultats est réalisée par l'interface de la figure 5.4. Elle affiche les paramètres principaux pour la réalisation du diagnostic par le toucher vaginal. Les paramètres sont les positions de la hauteur (entre -5 et + 5 cm) et les huit présentations de la tête fœtale.

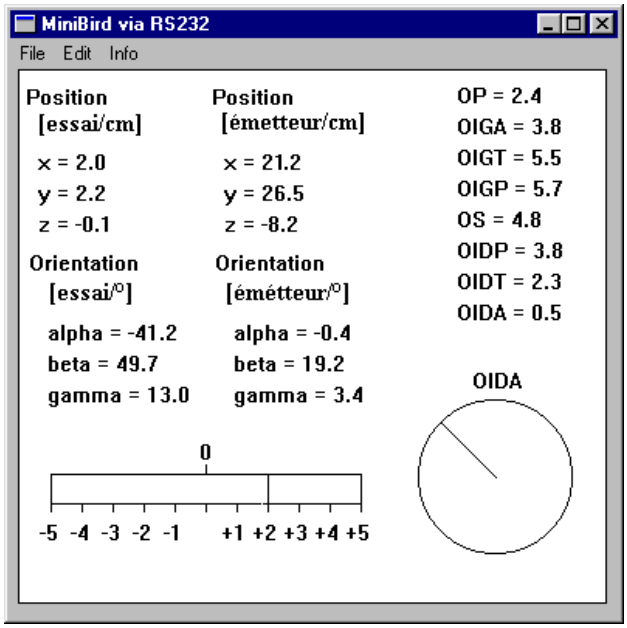


Figure 5.4 – *Exemple de la visualisation de la hauteur et de la présentation de la tête en temps réel (OIDA +2).*

Il est donc possible de contrôler en temps réel le positionnement de la tête dans le bassin. La *partie à gauche* de l'interface utilisateur, affiche les données numériques relatives à l'étalonnage par **rapport au épines sciatiques et la présentation** (les coordonnées x, y, z, et les angles α, β, γ) et la *partie à droite* les données numériques du capteur dans le **repère de l'émetteur**. La *partie inférieure* de l'interface affiche graphiquement les positions de la tête par rapport au épines (-5 à +5 cm) et les 8 présentations.

5.1.5 - Protocole expérimental

Le toucher vaginal (figure 5.5) permet d'une manière générale à l'obstétricien d'apprécier quel **type d'extraction** sera utilisé en cas d'arrêt de progression de la tête fœtale (césarienne ou extraction instrumentale), ainsi que l'appréciation de la **hauteur de présentation**.

Figure 5.5 *- Essais sur le toucher vaginal.*

Les essais ont été réalisés entre juillet 2003 et janvier 2004 sur 6 hôpitaux publics de Lyon et Paris. La population test était constituée de 57 opérateurs : 32 internes en obstétrique et 25 praticiens hospitaliers. Chaque opérateur a réalisé 11 essais correspondant aux 11 positions de la classification ACOG (-5 à +5 cm), ainsi que le diagnostic de présentation selon la classification en groupes (haute, moyenne, basse et la plus basse) et enfin déterminer si la tête est engagée ou non engagée (tableau II). Toutes les positions des hauteurs sont contrôlées par le capteur miniBird placé sur la tête fœtale [DUPUIS 04a].

Tableau II : Relations entre les différentes réponses selon le critère de diagnostic.

Position de la tête par rapport aux épines sciatiques	Classification ACOG	Engagement de la tête
-5	haute	engagée
-4		
-3		
-2		
-1		
0	moyenne	non engagée
+1		
+2	basse	
+3		
+4	la plus basse	
+5		

Avant chaque passage de l'opérateur, les muscles pelviens sont gonflés à 80 kPa. Par le toucher, l'opérateur examine le bassin pour retrouver les repères anatomiques (épines sciatiques, sacrum, coccyx) et la tête fœtale (sutures et fontanelles). Ensuite, avec l'aide du support mécanique mobile nous déplaçons le vérin et par conséquent la tête du mannequin dans une des huit présentations calibrées (axe *y* et *z*). Le système de positionnement entre –5 et +5 cm de la tête est fait par le vérin (axe *x*).

5.1.6 - Analyse des résultats sur le toucher vaginal.

Fiabilité du toucher vaginal par rapport à la classification ACOG

Après le passage de 57 opérateurs, divisés en deux groupes nous avons réalisé l'analyse statistique des résultats. L'âge moyen des internes est d'environ 2 ans et 2 mois et des praticiens hospitalier est de 9 ans et 4 mois [DUPUIS 04a].

Selon le critère numérique, c'est-à-dire entre –5 et + 5 cm. Les internes ont commis des erreurs de diagnostic de la hauteur de la tête fœtale entre 50 et 88 %. Les praticiens hospitaliers ont eu entre 36 et 80% d'erreurs selon la hauteur de présentation (tableau III).

Ces erreurs sont pratiquement les mêmes dans les deux groupes, excepté pour la hauteur « -5 », pour les praticiens hospitaliers (erreur de 36%). Ces essais ont montré que le diagnostic de la hauteur de la tête fœtale est très difficile (erreurs toujours supérieures à 50%). Il n'y a pas de différences significatives entre les internes et les praticiens hospitaliers dans la fin de la classification (+3 à +5 cm). Ces erreurs sont en fonction de chaque opérateur.

Des mesures systématiques du positionnement montrent que celui-ci est réalisé avec une erreur maximum de ± 0.5 mm.

Tableau III : Erreurs de diagnostic pour chaque hauteur de présentation.

Position réelle de la tête par rapport au capteur	**Internes (n=32)**		**Praticiens hospitaliers (n=25)**	
	Erreur (%)	**95% IC**	**Erreur (%)**	**95% IC**
-5	**50**	34-66	**36**	19-57
-4	72	53-86	52	32-72
-3	63	44-78	**80**	59-92
-2	**88**	70-96	68	46-84
-1	66	47-81	76	54-90
0	72	53-86	72	50-87
+1	81	63-92	76	54-90
+2	69	50-83	68	46-84
+3	63	44-78	76	54-90
+4	53	35-70	72	50-87
+5	56	38-73	68	46-84

5.1.7 - Conclusion

Pour conclure sur cette première partie de validation du BirthSIM en milieu hospitalier ; nous pouvons dire que ces premiers essais nous ont permis de valider le simulateur sur le plan fonctionnel *au niveau* du réalisme de la simulation des muscles pelviens par des structures gonflables et *au niveau* de la tête fœtale par les sensations réalistes des fontanelles et sutures.

Plusieurs médecins nous ont proposé des améliorations comme par exemple :

- l'augmentation de la rigidité des muscles pelviens, pour assurer un meilleur contact entre la tête et le bassin ;
- l'augmentation de la taille de la tête fœtale ;
- l'amélioration de la souplesse de la vulve ;
- l'augmentation de l'angle de flexion de la rotule pour améliorer les présentations OIDA et OIGA ;
- la mise en place des oreilles sur la tête fœtale pour faciliter le diagnostic.

5.2 - Partie réalité virtuelle du simulateur BirthSIM

Nous avons développé une partie réalité virtuelle afin d'aider à la formation de jeunes obstétriciens aux techniques d'extraction par forceps. Cette méthode d'apprentissage peut aussi être utilisée pour autres types de techniques, comme par exemple la pose de ventouses.

Nous développerons dans ce paragraphe les résultats de la pose du forceps en 2 présentations OP et OIGA.

5.2.1 - Système d'acquisition de l'expérimentation

Le système de visualisation possède 3 capteurs miniBird. Un est placé sur la tête (**master**), un autre sur la cuillère droite du forceps en bronze (**slave I**) et le dernier sur la cuillère gauche du forceps (**salve II**). Pendant une expérimentation nous plaçons la tête dans une présentation et hauteur données, et l'élève doit venir placer les forceps en bronze sur la tête du nouveau-né. L'enseignant suit le déplacement du forceps réel et les trajectoires des cuillères peuvent être enregistrées.

La figure 5.6 montre le schéma de fonctionnement de la partie virtuelle du BirthSIM avec la représentation de chaque bloc de commande (master, slave I et slave II), des cartes entrées/sorties analogiques, la caret d'acquisition (expansion box) pour le contrôle des données, l'ordinateur (PC), le BirthSIM avec l'émetteur du miniBird et la représentation de la tête et des forceps manipulés par l'opérateur et surveillés par l'enseignant.

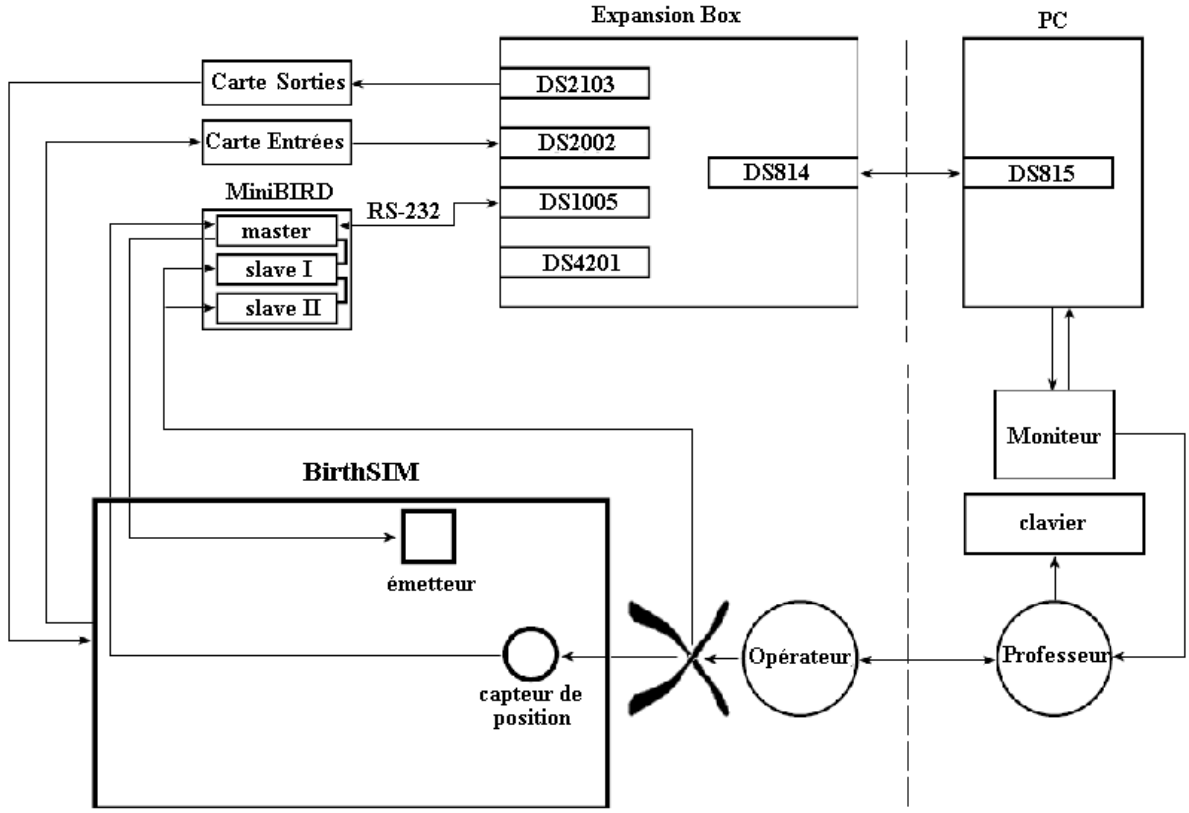


Figure 5.6 *- Schéma de fonctionnement du BirthSIM.*

Les données issues du capteur miniBird de la tête, et des capteurs du forceps sont transférées par liaison RS-232 à la carte d'acquisition. Ces données sont contrôlées et pilotées par le schéma Simulink de la figure 5.7 et ensuite transférées à la partie visualisation 3D.

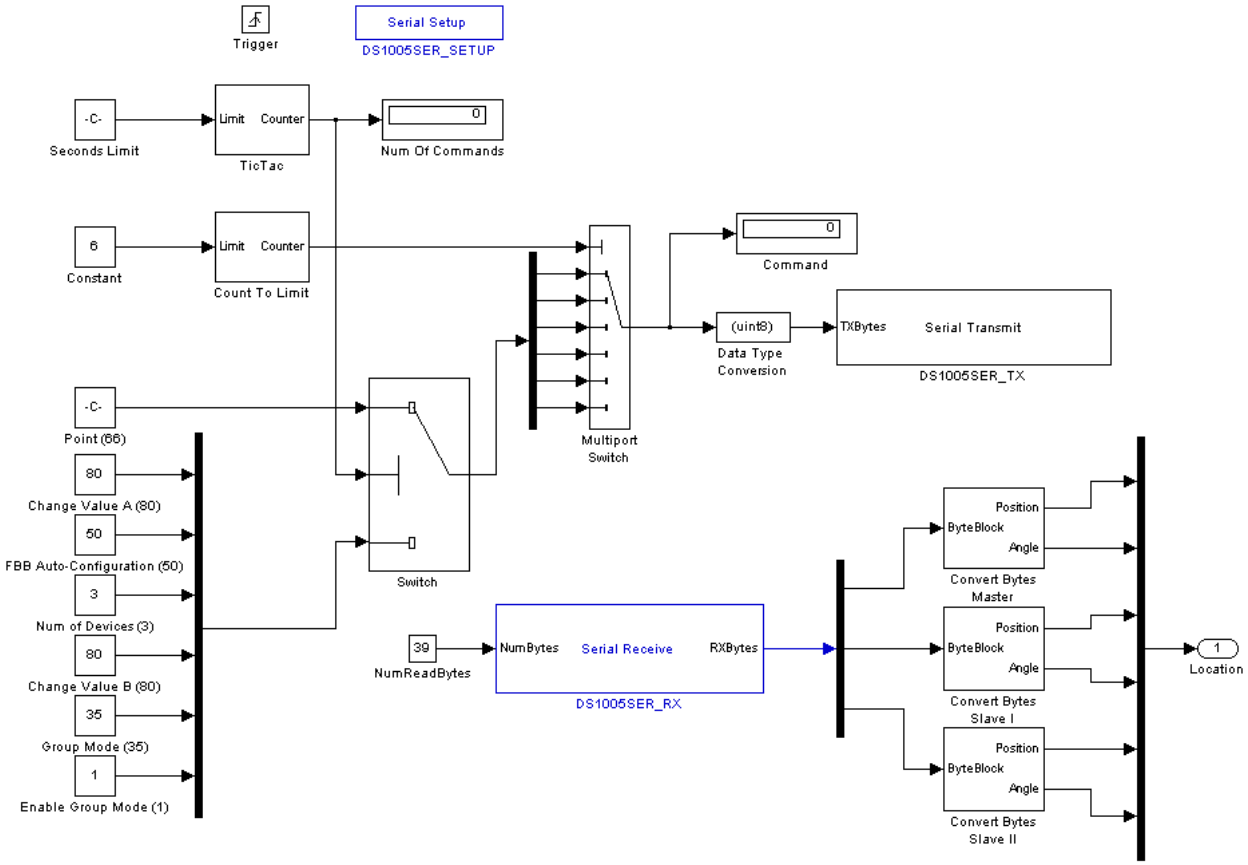


***Figure 5.7** - Schéma Simulink de pilotage des données du capteur de position.*

5.2.2 - Modèles 3D

La partie réalité virtuelle du BirthSIM, utilise les **modèles 3D** exposés au chapitre 4, c'est-à-dire le forceps, le crâne du fœtus et le bassin 3D, ainsi que d'autres modèles 3D, comme la table et l'émetteur, crées pour augmenter le réalisme de la scène 3D.

Pour *l'enseignement de la pose des forceps*, nous avons adopté la méthode suivante : la tête est placée dans une présentation (OIGA, OP, …) et une positon donnée (0, -5, +3 …), puis l'enseignant réalise son geste supposé idéal pour la pose du **forceps** (*modèle réel*). La trajectoire et la scène 3D de son geste sont enregistrés, ensuite nous utilisons la position finale de la pose du forceps pour réaliser une **image de référence** sur la scène en 3D. L'élève réalise son geste en se guidant par rapport à l'image de référence.

Une fois les modèles 3D réalisés, nous créons **l'image de référence (modèles virtuels fixes)**, c'est-à-dire l'image à cibler par les élèves pendant leurs formation. Cette image est fixée sur la scène et représente la position finale de l'extraction par forceps réalisée par l'enseignant. La scène 3D de la partie réalité virtuelle est composé du bassin, de la tête, du forceps, d'une table et de l'émetteur (figure 5.8).

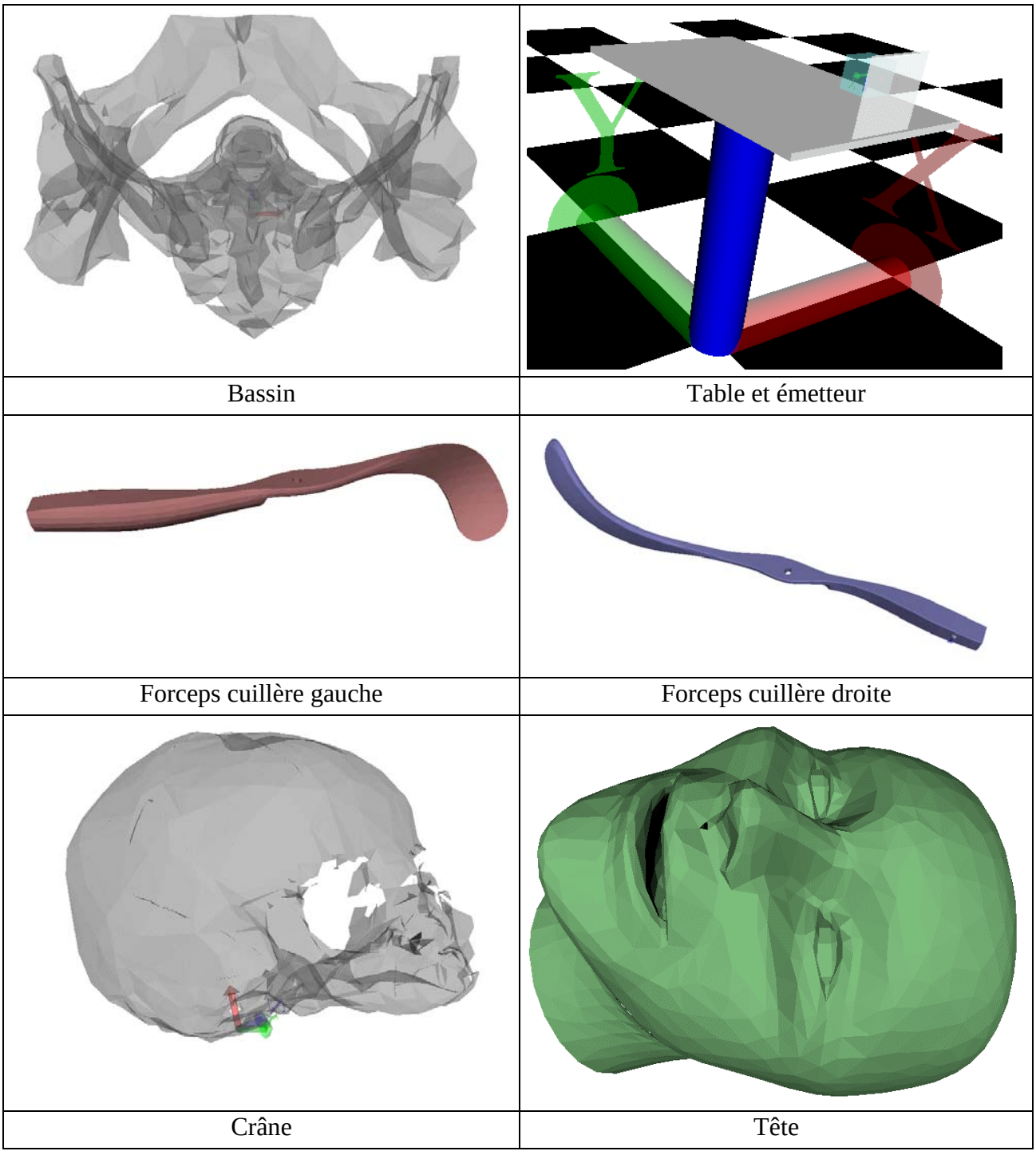


Figure 5.8 - *Composants de la scène 3D en VRML.*

Pour chaque scène 3D, nous avons des **modèles 3D fixes et des modèles 3D mobiles**. Les modèles 3D fixes sont la table, l'émetteur, et le bassin. Les modèles 3D mobiles sont chaque cuillère du forceps et le crâne, la mobilité de ces modèles est assurée par le miniBird.

Remarque : La tête et le forceps ont tout les deux : des **images de références** (utilisées pendant la formation) et des **modèles 3D mobiles** qui se déplacent en fonction des données du capteur.

5.2.3 - Protocole expérimental

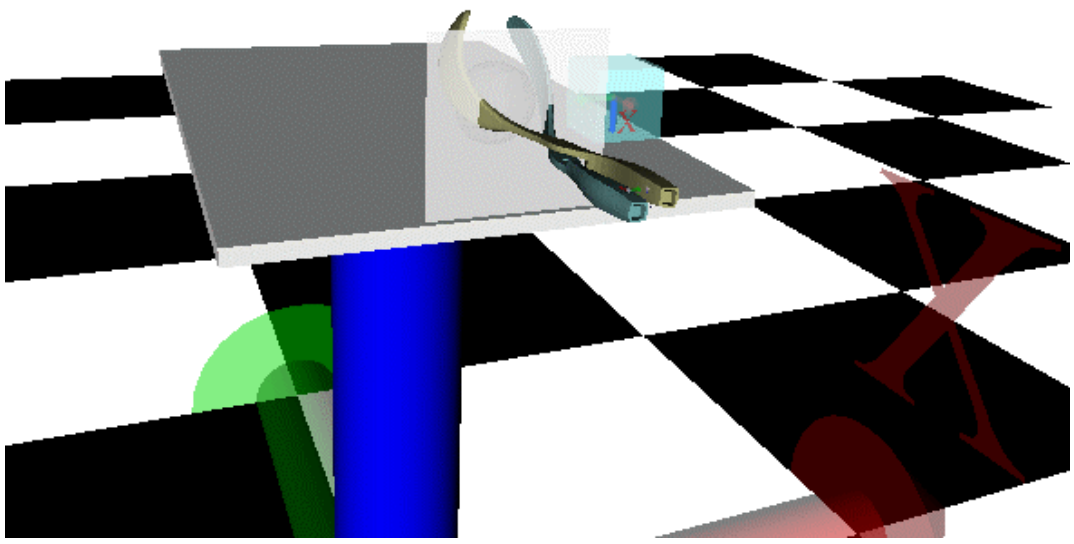
Sur chaque formation à la pose de forceps nous avons une scène 3D avec :

1. un forceps virtuel mobile ;
2. un forceps virtuel fixe sur la scène (**image de référence**) ;
3. une tête virtuel mobile ;
4. une tête virtuel fixe sur la scène (**image de référence**).

Et la partie réel avec :

1. le mannequin de la tête instrumenté par le capteur miniBird ;
2. le forceps instrumenté.

La figure 5.9 montre un exemple de scène en 3D de la partie virtuelle du BirthSIM. Dans la première figure, nous avons les modèles calibrés du crâne et des cuillères gauche et droite du forceps (**modèles virtuels mobiles**), ainsi que l'émetteur et la table (**modèles virtuels fixes**). Cet environnement virtuel est celui utilisé pour la suite dans les expérimentations sur BirthSIM.



Scène avec les modèles mobiles (tête et forceps)

***Figure 5.9** - Partie visualisation du BirthSIM.*

Pour la réalisation des essais, nous nous plaçons dans le cas où le médecin doit procéder à une extraction par forceps dans une configuration particulière, mais assez

fréquente : la tête étant en position initiale en **OIGA 0**, il doit à l'aide du forceps faire une rotation pour la faire passer en **OP +2**.

Pour ce faire, les étapes suivantes doivent être réalisées :

1. mise en place de la tête en position OIGA 0 (asservissement en position) ;
2. gonflage des muscles pelviens (80 kPa) ;
3. scène 3D initiale pour la pose du forceps en OIGA 0 ;
4. réalisation du **geste supposé idéal** de pose du forceps par le médecin instructeur ;
5. enregistrement de la trajectoire du forceps effectuée par le médecin instructeur ;
6. création d'une scène 3D avec les **modèles fixes** (table, émetteur, tête en OIGA 0, forceps fixe en position finale sur la tête) et **les modèles mobiles** (tête en OIGA 0 et forceps mobile) ;
7. projection de la nouvelle scène 3D ;
8. pose du forceps par l'élève, assisté par la visualisation 3D de la pose finale du forceps en OIGA 0 (modèle virtuel fixe du forceps et de la tête) ;

Mise en place de la tête en position OIGA 0 (asservissement en position)

Le vérin asservi en position par une simple commande proportionnelle : en effet, dans cette application nous n'avons aucune contrainte forte de rapidité et précision. La figure 5.10 montre le schéma de l'asservissement en position.

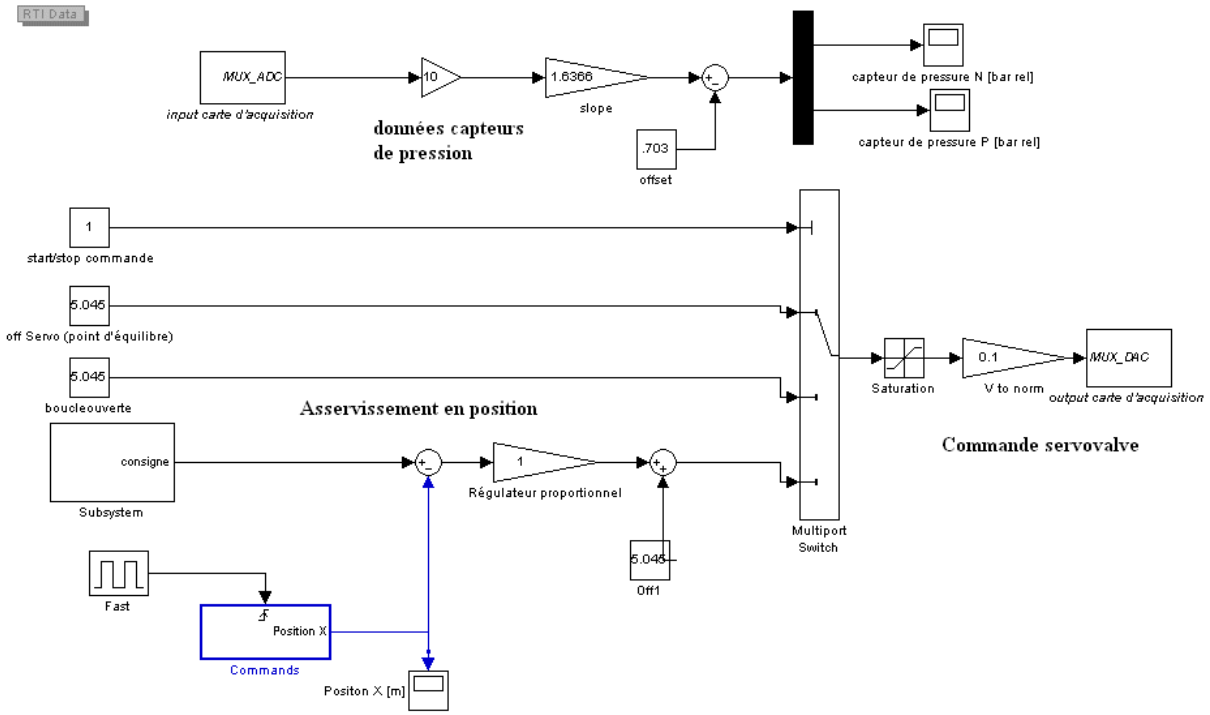


***Figure 5.10** - Schéma de l'asservissement en position.*

Scène 3D initiale pour la pose en OIGA 0

Une scène 3D est créée avec les modèles virtuels fixes (table et l'émetteur) et les modèles virtuels mobiles (tête en OIGA 0 et forceps).

Création d'une scène 3D avec les modèles fixes et les modèles mobiles

Quand le médecin instructeur réalise son geste, la trajectoire de chaque cuillère du forceps est enregistrée ainsi que la scène 3D . À partir des données issues des capteurs miniBird, nous créons une nouvelle scène 3D. Ensuite, nous rajoutons à la scène 3D initiale les **modèles fixes du forceps et de la tête du nouveau-né** en fin de simulation, cela correspond à la position finale du forceps sur la tête du nouveau-né (figure 5.11).

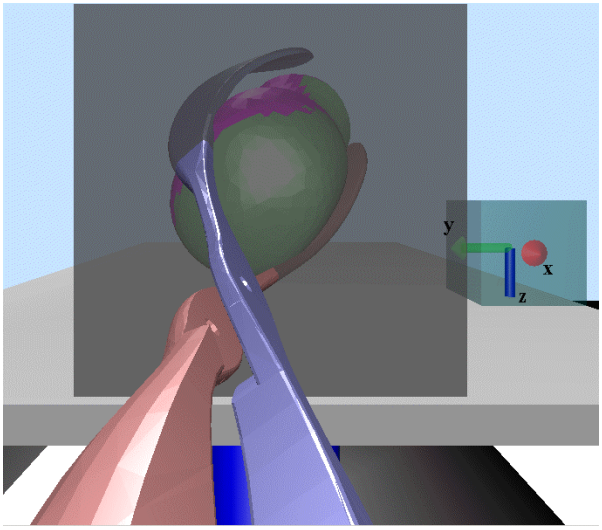


Figure 5.11 – *Nouvelle scène créée à partir du meilleur geste de l'instructeur médecin. Position finale du forceps en OIGA 0.*

Pose du forceps par l'élève

Une projection de la nouvelle scène 3D est réalisée devant l'élève dans le but de l'aider à réaliser son geste (figure 5.12).

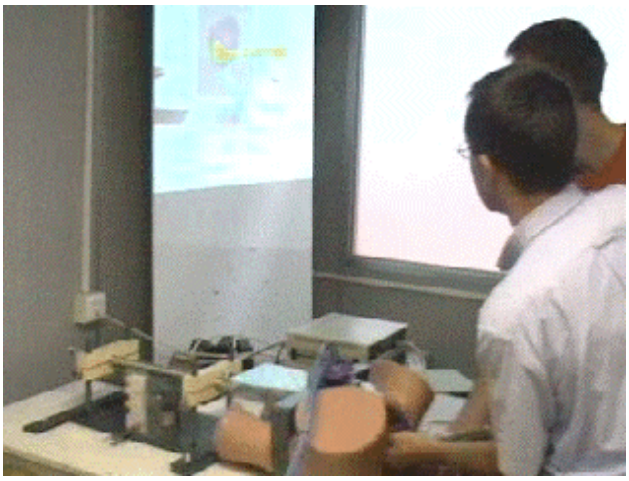


Figure 5.12 - *Assistance de la pose du forceps avec une projection de la scène en 3D.*

L'élève peut visualiser l'enregistrement du geste supposé idéal réalisé par le médecin instructeur avant de réaliser son geste.

Sur la figure 5.13, nous avons représenté les **trajectoires** spatiales de la tête et des deux cuillères du forceps, le geste étant réalisé dans un premier temps par le **médecin instructeur** (courbes en *trait pleins*) puis par **l'élève** (courbes en *trait pointillés*).

Les trois premiers graphiques horizontaux représentent la position de la tête ; *x*, *y* et *z*. Les trois autres graphiques horizontaux du milieu la position de la cuillère gauche du forceps et les trois derniers représentent les coordonnées de la cuillère droite du forceps.

Dans la présentation OIGA 0, le médecin instructeur a effectué sa pose de forceps en 49.7 s et l'élève en 49.3 s. Le temps de pose dans cette présentation est pratiquement le même.

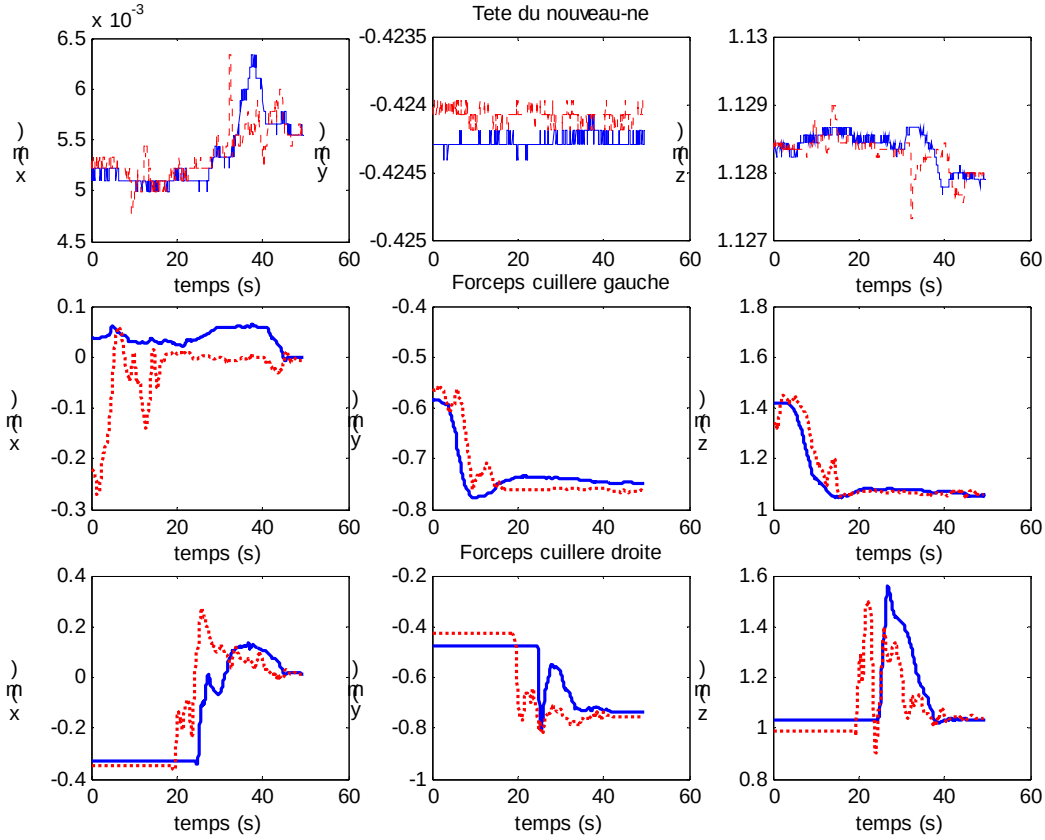


Figure 5.13 *- Comparaison de la trajectoire entre le geste du médecin instructeur (courbes en trait pleins), et le geste de l'élève (courbes en trait pointillés).*

En ce qui concerne la position de la tête, nous remarquons une variation de 2 mm sur l'axe *x*, 0.5 mm sur l'axe *y* et de 2 mm sur l'axe *z*. Ces variations sont négligeables : elles sont dues aux bruits de mesures et au contact du forceps avec la tête.

Coordonnées de la cuillère gauche : ces courbes montrent que l'élève a bien suivi la trajectoire du médecin instructeur. Sur le graphe représentant *x(t)*, nous remarquons un écart initial de 200 mm entre la trajectoire de l'instructeur et la trajectoire de l'élève, cet écart est dû à un placement aléatoire du forceps au départ sur la table, donc non significatif. Sur l'agrandissement de la figure 5.14, une fois la cuillère insérée dans le bassin (temps égal 4.3 s), l'écart diminue entre les deux courbes, jusqu'à arriver à la convergence dans la pose finale du forceps sur la tête du nouveau-né. Pour les coordonnées *y* et *z* la trajectoire de l'instructeur et de l'élève sont pratiquement les mêmes.

La dernière ligne horizontale de la figure 5.13 représente les trajectoires de la **cuillère droite** du forceps. Nous remarquons que pendant les 27,5 s la cuillère droite n'évolue pas : cela est dû au fait que pendant la pose de la cuillère gauche sur la tête du nouveau-né (temps égal à 26,6 s, figure 5.14), la cuillère droite non encore utilisée est posée sur la table Une fois la cuillère gauche posée sur la tête du nouveau-né, l'instructeur ou l'élève commence la pose de la cuillère droite comme nous montre les courbes des figures 5.13.

On remarque une moins bonne concordance des trajectoires : cela s'explique par l'inexpérience de l'élève. La courbe réalisée par l'instructeur est plus lisse et sans grandes variations. Cependant nous remarquons, que l'élève à la fin de l'expérience a réussi à poser le **forceps virtuel mobile** sur le **forceps virtuel fixe** grâce à l'image de référence sur l'interface 3D (figure 5.15).

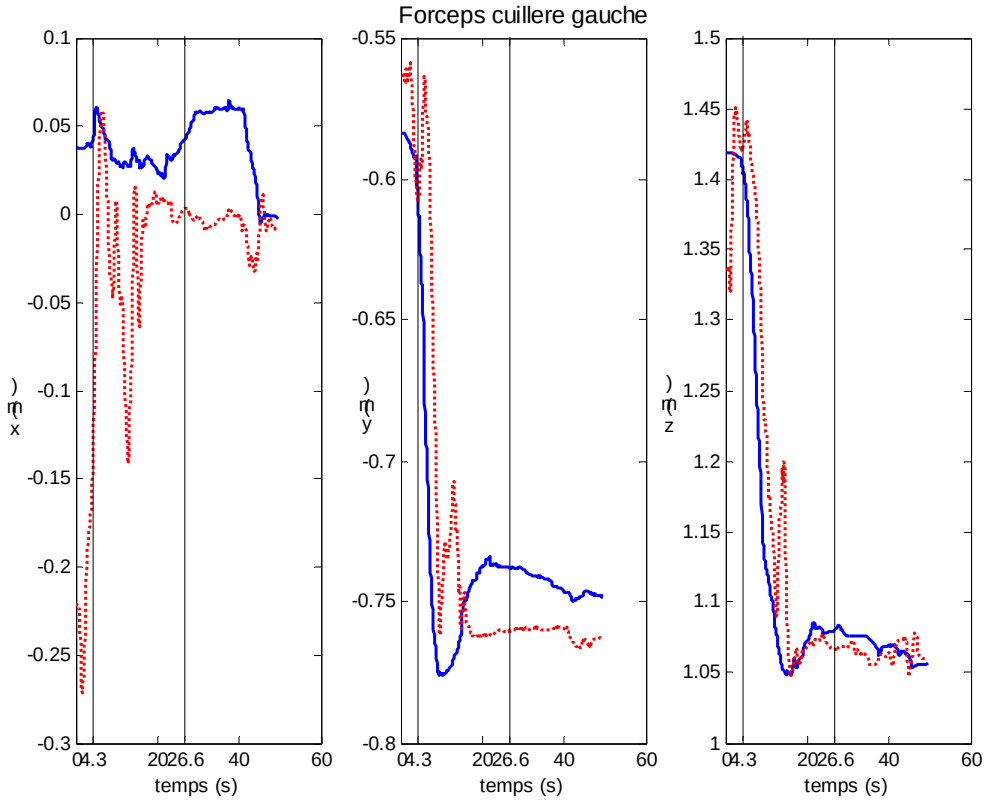


Figure 5.14 - *Evolution de la trajectoire de la cuillère gauche du forceps du médecin instructeur (courbes en trait pleins) et de l'élève (courbes en trait pointillés).*

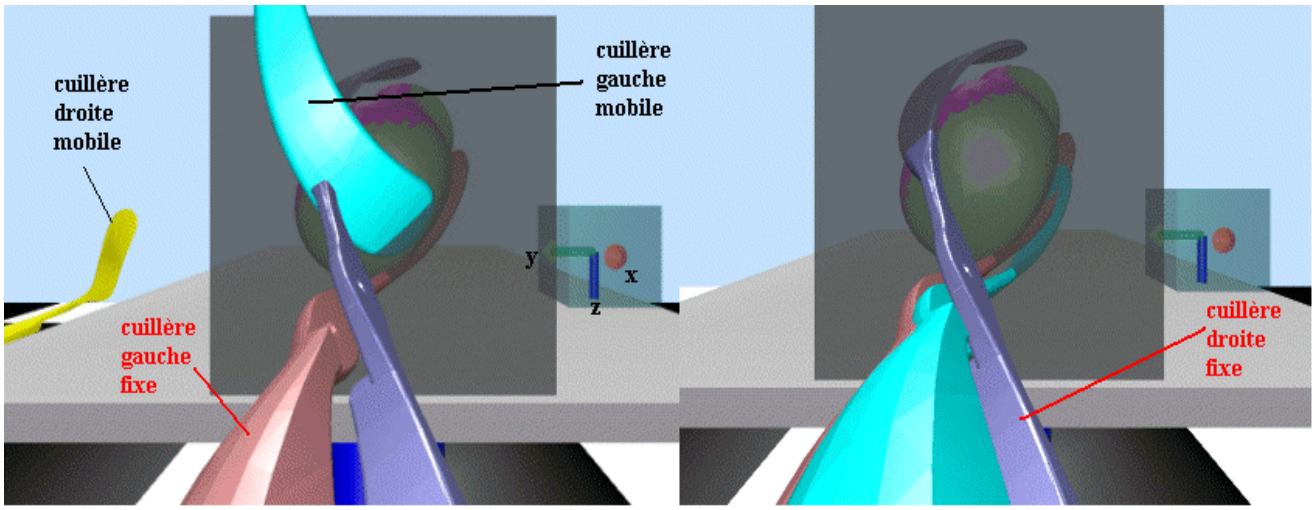


Figure 5.15 - *7. Il existe les 6 composant de la scène virtuelle (cuillère gauche fixe et mobile, cuillère droite fixe et mobile et tête fixe et mobile).*

Nous avons représenté sur la figure 5.16, l'évolution dans l'espace de la position de la cuillère gauche manipulée par l'instructeur et par l'élève.

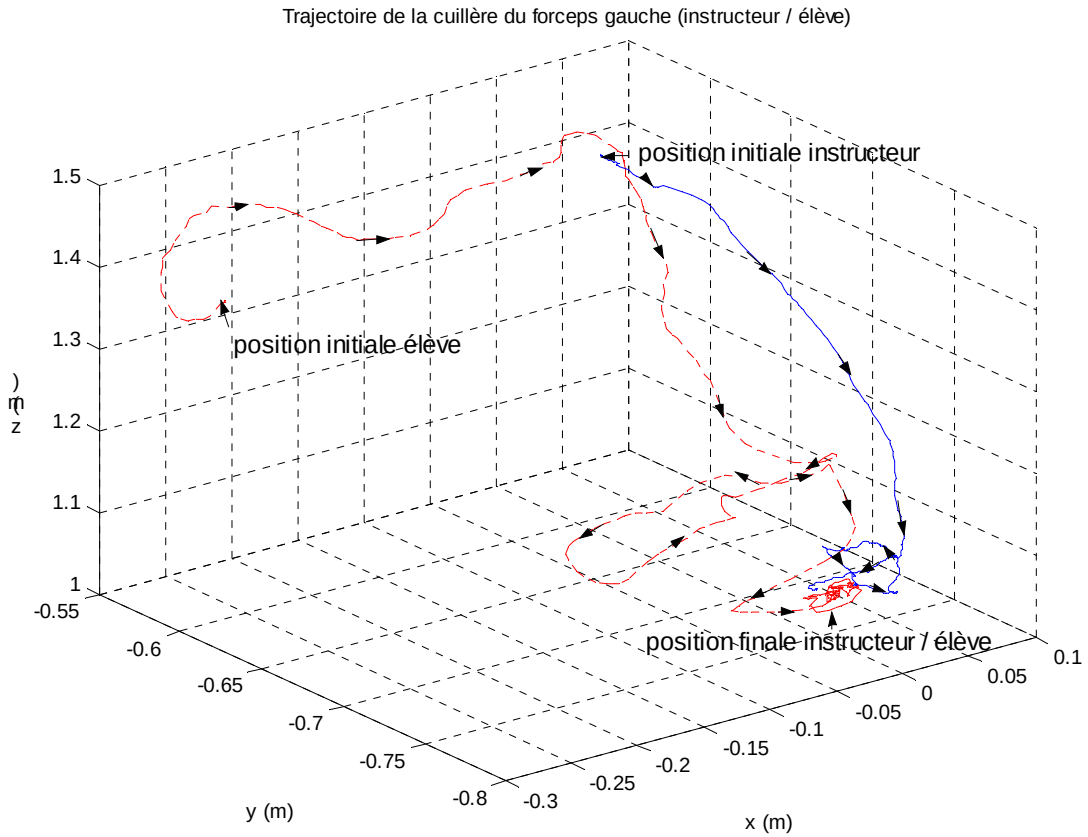


Figure 5.16 - *Trajectoire de la cuillère gauche dans l'espace.*

Cette courbe montre que l'élève a réalisé une trajectoire imprécise par rapport au geste de l'instructeur, mais il est important de souligner que l'objectif est atteint grâce au **modèle virtuel fixe du forceps**. Nous montrons dans la figure 5.17, un zoom sur la partie finale pour analyser de manière plus précise la fin du geste des deux opérateurs.

Ces trajectoires permettent à posteriori de commenter la pose : par exemple, l'instructeur comme l'élève réalisent une boucle pour la mise en place de la cuillère gauche du forceps sur la tête du nouveau-né. Sur la trajectoire de l'élève cette boucle correspond aux points [defg] et sur celle de l'instructeur la boucle correspond aux points [EFGHI]. L'élève réalise une trajectoire beaucoup plus large que celle de l'instructeur. *L'analyse de ces courbes peut servir à déterminer le degré de progression à l'entraînement pour la pose du forceps*.

Nous remarquons aussi que l'instructeur a réalisé un geste de pose finale (vers le point J) beaucoup plus fin que celui réalisé par l'opérateur (imprécision du geste).

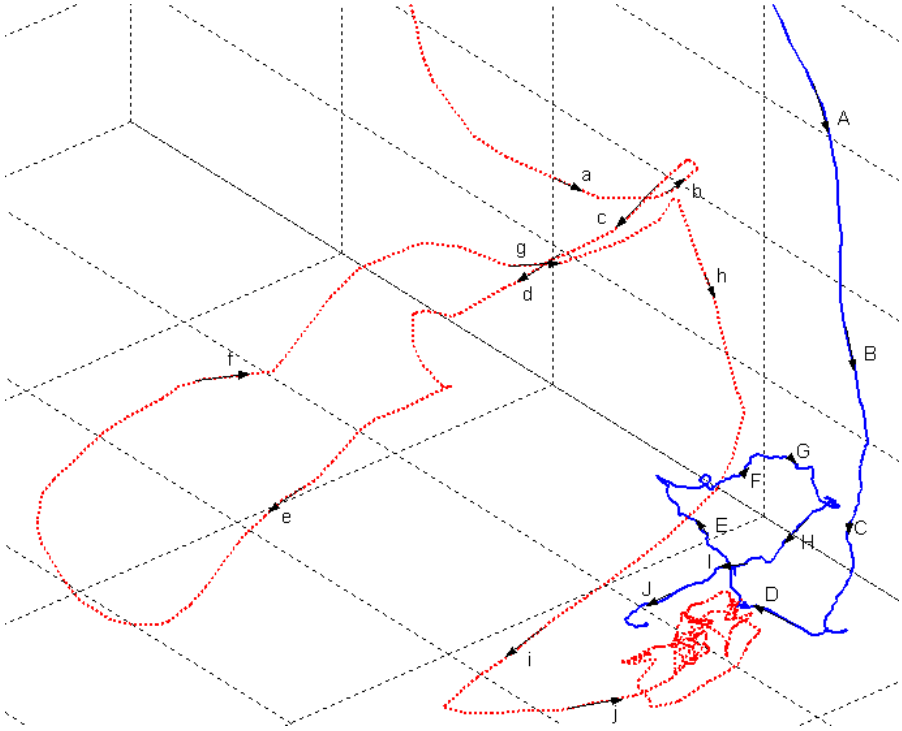


***Figure 5.17** - Zoom sur la position finale de la cuillère gauche du forceps du médecin instructeur (courbes en trait pleins) et de l'élève (courbes en trait pointillés).*

La figure 5.18 montre la mise en place des forceps en OIGA 0 avec les modèles virtuels. Nous remarquons que le forceps virtuel fixe de l'élève ne se superpose pas rigoureusement au forceps virtuel de l'instructeur, comme nous l'avons déjà remarqué sur les courbes 5.13 à 5.17.

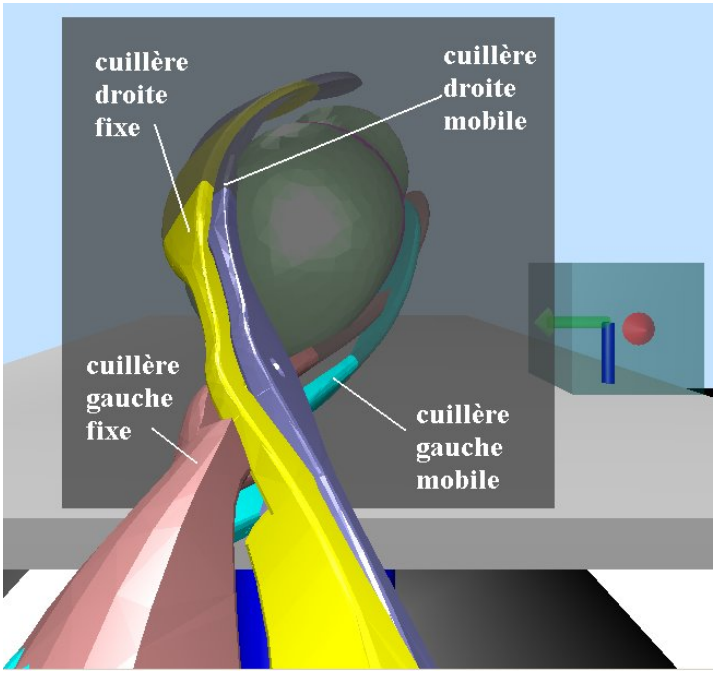


Figure 5.18 - *Position finale du forceps de l'élevé sur le forceps de l'instructeur en OIGA 0.*

Après l'application du forceps sur la présentation OIGA 0, la tête du nouveau-né a subi une rotation et se trouve maintenant en OP +2. Comme pour la présentation OIGA 0 nous avons réalisé les mêmes essais de pose de forceps.

La figure 5.19 montre la trajectoire réalisé par l'instructeur (courbes en trait pleins) et l'élève (courbes en trait pointillés), pour poser la cuillère gauche du forceps sur la tête du nouveau-né en OP +2.

Les temps de mise en place des cuillères gauche et droite du forceps sont différents pour les opérateurs : l'instructeur a mis 25 s tandis que l'élève a réalisé la pose du forceps en 36 s. Cela explique que la courbe en pointillé est plus longue mais les points d'arrivés ont pratiquement les mêmes coordonnées.

Nous observons que l'élève a beaucoup de mal à trouver la bonne trajectoire : les variations dans l'axe *x* sont de l'ordre de 50 mm. Suivante *y* et *z*, la trajectoire de l'élève suit la trajectoire de l'instructeur mais on trouve quelques oscillations, dû à l'inexpérience de l'opérateur.

La figure 5.20 montre l'évolution de la trajectoire de la cuillère droite du forceps (les trois courbes montrent un décalage sur la position initiale, cela est dû à une pose aléatoire de la cuillère au début des essais). La trajectoire de l'élève suit une trajectoire proche de celle de l'instructeur mais elle présente toujours beaucoup d'oscillations.

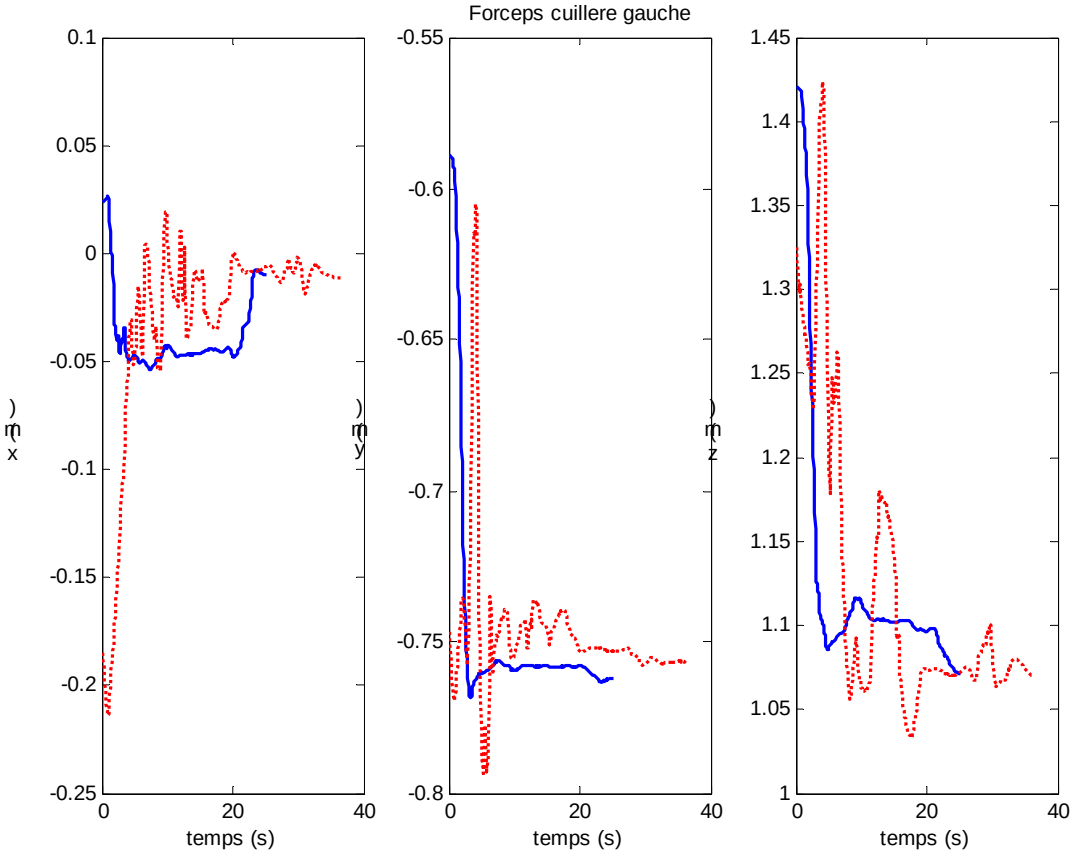


Figure 5.19 - *Comparaison de la trajectoire de la cuillère gauche entre le geste du médecin instructeur (courbes en trait pleins), et le geste de l'élève (courbes en trait pointillés).*

La figure 5.21 montre la scène en 3D pour la présentation OP +2 ainsi que la position finale du forceps sur la tête du nouveau-né.

Le résultat de la visualisation de cette figure, nous permet d'observer que le **forceps virtuel fixe** et **le forceps virtuel mobile** ne sont pas totalement superposés mais l'écart reste faible. Ce que montre que même un élève inexpérimenté arrive à placer le forceps avec l'aide du ***modèle virtuel fixe*** (l'image de référence).

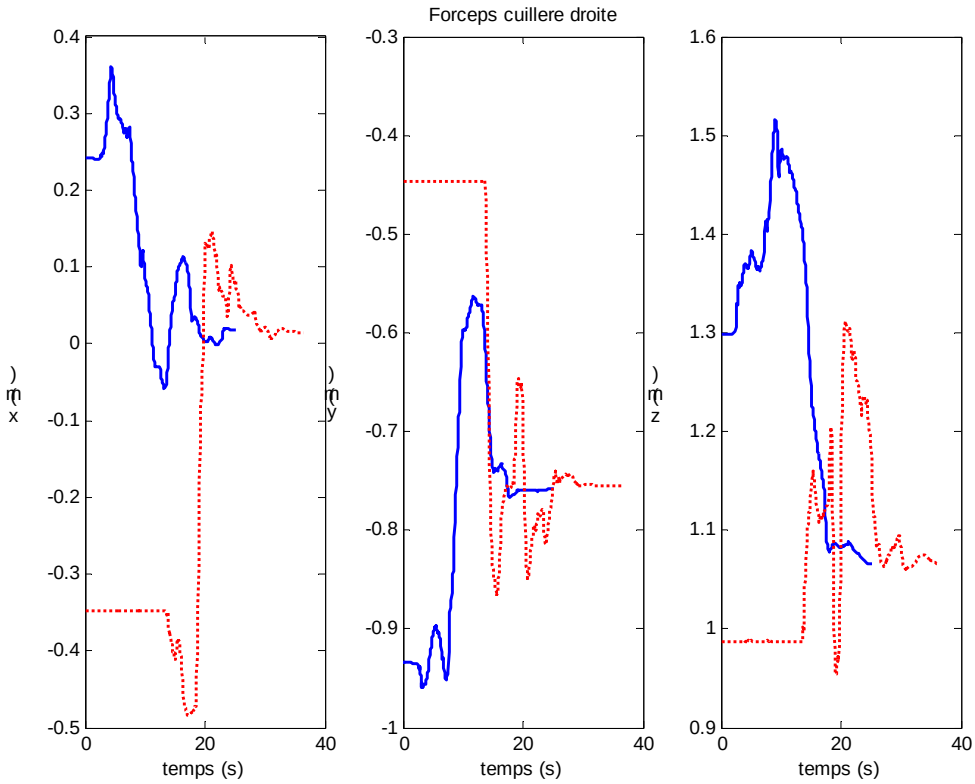


Figure 5.20 *- Evolution de la trajectoire de la cuillère droite du forceps entre le geste du médecin instructeur et le geste de l'élève.*

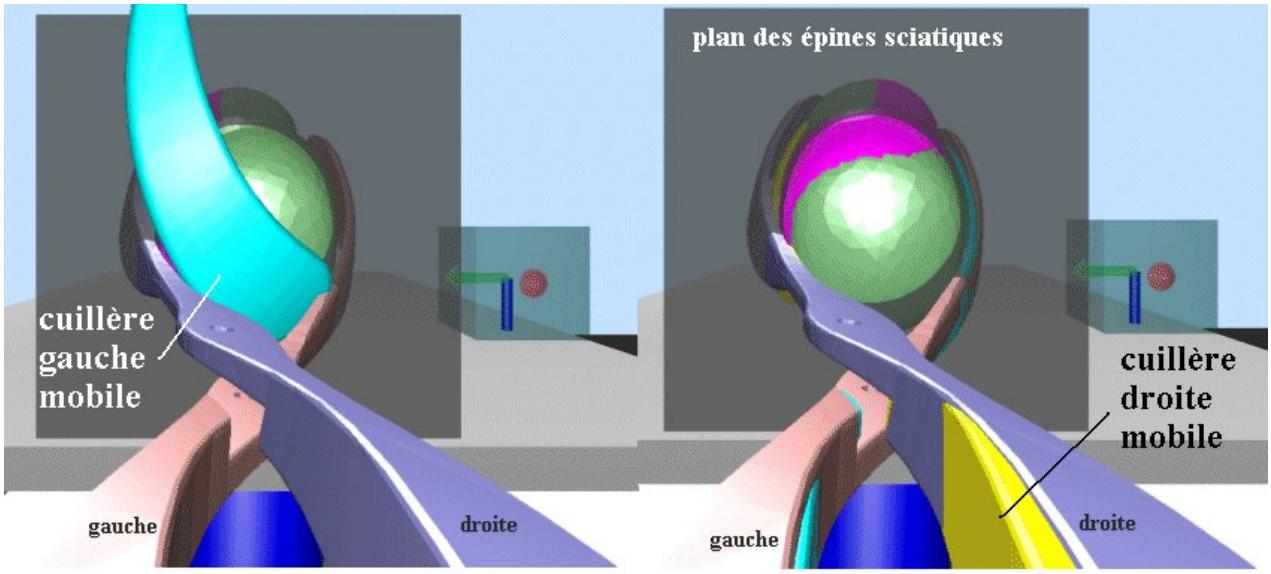


Figure 5.21 *- Scène utilisée pour assister l'opérateur à la mise en place des forceps en présentation OP +2 et mise en place finale du forceps.*

5.2.4 - Conclusion

La partie réalité virtuelle du BirthSIM, nous a permis de valider **une nouvelle méthode** d'apprentissage de pose de forceps obstétriques avec l'aide de la réalité virtuelle. Le BirthSIM avec la partie visualisation est un outil très intéressant pour la formation des jeunes obstétriciens, car avec la formation aux extractions instrumentales par le biais de cette méthode, les jeunes obstétriciens pourront s'entraîner de manière systématique et ensuite avec l'aide de l'enregistrement du geste supposé idéale de pose de l'instructeur et l'analyse de leurs geste, ils pourront améliorer leurs performances.

Les premiers résultats obtenus montrent qu'un opérateur inexpérimenté peut être efficacement aidé par le **modèle virtuel fixe** à mettre en place les forceps sur les différentes présentations.

5.3 - Simulation d'un accouchement sans extraction (eutocique)

Le positionnement de la tête dans le bassin selon une des 11 positions comprises entre –5 et +5 cm par rapport aux épines sciatiques est réalisé par le vérin pneumatique asservi selon le schéma de la figure 5.10.

L'avancement du fœtus en accouchement eutocique se fait par les contractions utérines périodiques. Nous devons donc simuler un avancement automatique de la tête de façon également périodique. Par exemple, l'opérateur souhaite que le sommet de la tête démarre en présentation OP dans une position initial à 100 mm et nous souhaitons qu'elle avance jusqu'à 300 mm en 25 secondes. Pour réaliser cette simulation, l'opérateur doit pouvoir régler les positions initiale et finale et la période d'avancement souhaitée entre chaque position. Ainsi définie, cette loi sera la consigne de l'asservissement en position du vérin. Avec l'aide de l'interface de la figure 5.22, l'opérateur peut régler les paramètres qui permettent de simuler l'accouchement eutocique.

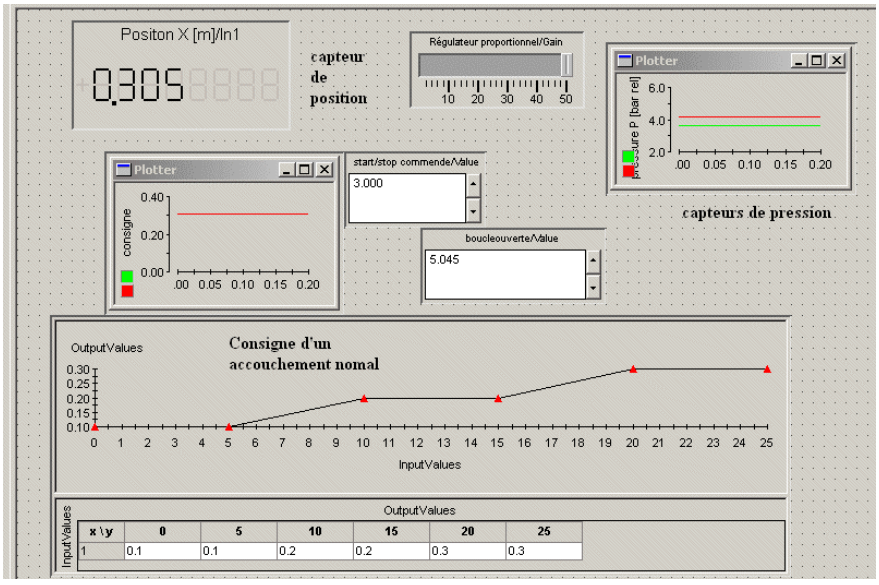


***Figure 5.22** - Interface homme machine pour la simulation d'un accouchement eutocique.*

5.3.1 - Conclusion

Avec un asservissement en position simple, nous pouvons répondre à une certains points du cahier des charges établi dans le chapitre 4. Comme le positionnent automatique de la tête sur le bassin pour les essais de toucher vaginal et mise en place des forceps avec l'aide de partie visualisation 3D, ainsi que la simulation d'un accouchement eutocique.

5.4 - Exemples de quelques manipulations réalisées avec le BirthSIM

La figure 5.23, montre quelques manipulations réalisées avec le BirthSIM. Le premier essai est la mise en place des forceps instrumentés avec le capteur miniBird. La figure 5.24 montre la pose d'une ventouse sur la tête du nouveau-né.

Mise en place du forceps

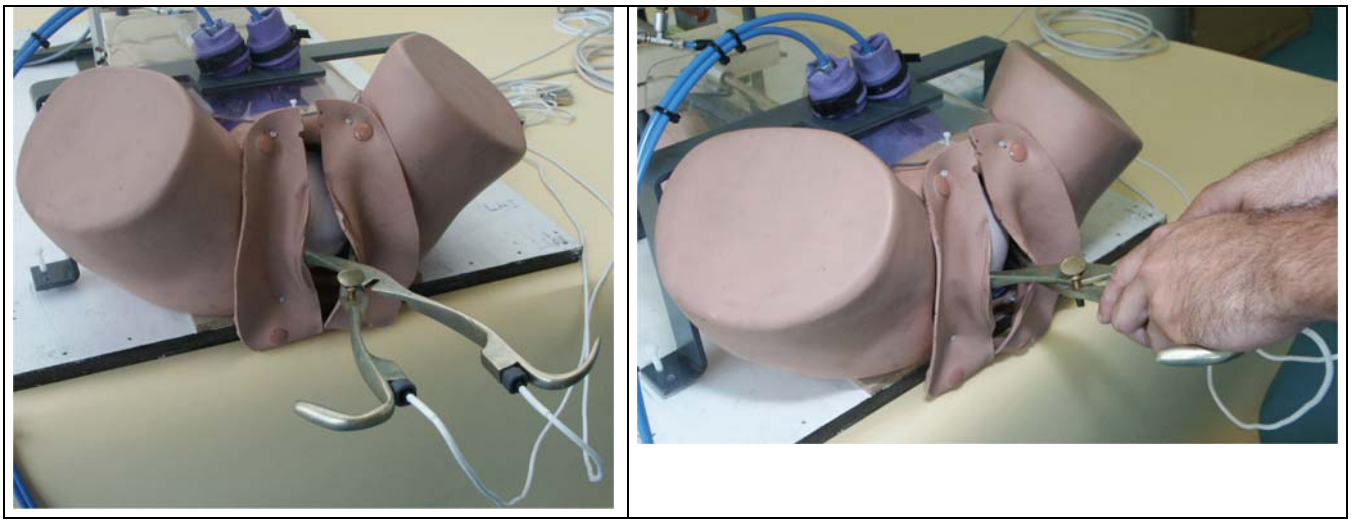
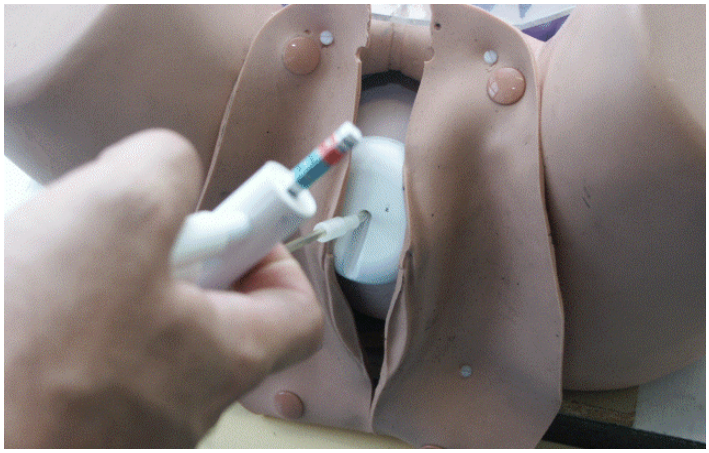


Figure 5.23 *- Extraction par forceps sur le BirthSIM.*

Mise en place de la ventouse



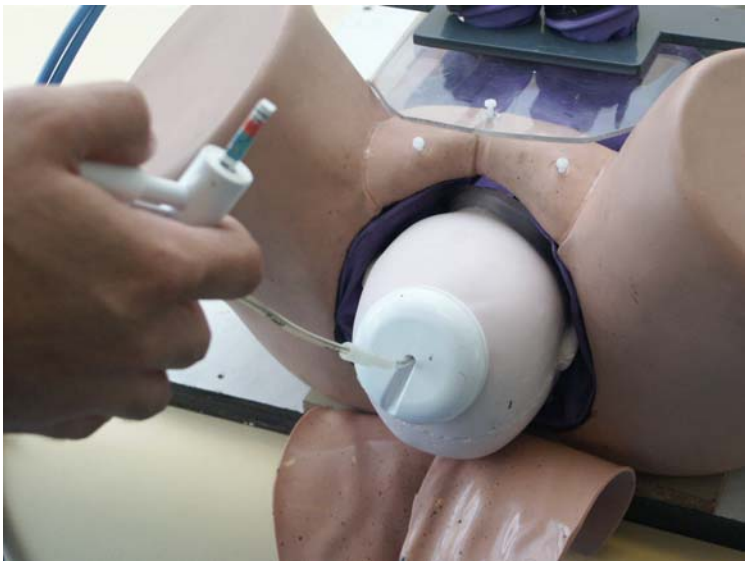


Figure 5.24 - *Extraction par ventouse sur le BirthSIM.*

Conclusion générale

Les travaux présentés dans ce manuscrit avaient pour objectifs la conception et le développement d'un outil d'aide pour l'enseignement et l'entraînement des jeunes obstétriciens et des sages femmes. Grâce à l'étroite coopération entre l'obstétricien et le chercheur, nous avons pu concevoir et réaliser de la maquette expérimentale du simulateur d'accouchement, le BirthSIM qui permet :

- d'évaluer la pertinence scientifique des critères cliniques classiques (niveau de descente et type de présentation de la tête fœtale) ;
- d'enseigner sans danger les techniques obstétricales (forceps ou ventouse) et de vérifier les compétences des sages femmes et des médecins avant de permettre la prise de responsabilité en salle d'accouchement ;
- de faire assister les parturientes à un accouchement et de les préparer à leur propre accouchement ;
- de valider de nouvelles procédures ou instruments.

Arrivé au terme de ce projet et avant d'en évoquer les perspectives, nous nous proposons de faire un rapide bilan des principaux résultats obtenus en résumant le contenu des cinq chapitres.

Le premier chapitre décrit l'accouchement comme un mécanisme particulièrement complexe et qui fait intervenir des structures déformables telles que par exemple la tête fœtale, et les muscles pelviens. Les données regroupées dans ce chapitre sont la base du cahier des charges tant pour la partie anatomique du simulateur (dimensions et morphologie de la tête fœtal et du bassin maternel) que pour la partie fonctionnelle.

Dans le deuxième chapitre, nous décrivons l'accouchement instrumental : il établi un cahier des charges plus précis pour le simulateur d'accouchement. L'enquête réalisée en 2002, nous montre que l'accouchement instrumental a un taux de 11.2 % des naissances dans la Région Rhône Alpes. Un autre point motivant (pour la suite de ce projet), réside dans le taux de réponse de 89% des obstétriciens qui plébiscitent un enseignement sur un simulateur.

Ce chapitre montre aussi qu'il peut avoir quelques accidents dus à l'application du forceps. Pour la prévention de ces accidents, nous proposons un enseignement avec des forceps instrumentés sur un simulateur d'accouchement.

Le troisième chapitre, exposé les principales caractéristiques des simulateurs médicaux, une nouvelle classification des simulateurs est proposée. Un état de l'art sur les simulateurs médicaux et les simulateurs d'accouchements a permis de se positionner par rapport aux recherches dans le monde et ainsi de proposer un nouvel outil pour l'enseignement à l'accouchement. La prise en compte des contraintes propres à l'accouchement ont permis la conception et la réalisation d'une maquette expérimentale, le simulateur d'accouchement BirthSIM, présenté et détaillé dans le quatrième chapitre. BirthSIM est classé comme un simulateur Anatomique Instrumenté et/ou Virtuel (SAIV). Ses principales originalités sont l'interface gonflable entre la tête du nouveau-né et le bassin maternel (les muscles pelviens), l'instrumentation des outils obstétricaux et de la tête fœtale par des capteurs miniBird, l'actionneur pneumatique asservi qui simule les contractions utérines, les efforts expulsifs et résistifs lors d'un accouchement et la réalité virtuelle utilisée ici.

La partie réalité virtuelle permet aux opérateurs de s'entraîner à la pose des forceps, grâce au système de visualisation 3D. Ce système permet aux élèves, d'apprendre le meilleur geste pour l'application du forceps sur la tête du nouveau-né, par l'analyse vidéo, et comparaison de trajectoire. Les résultats correspondants sont exposés dans le dernier chapitre.

Le cinquième chapitre, décrit les principaux essais réalisés par le BirthSIM dans les hôpitaux de Lyon et Paris. Les essais sur le toucher vaginal, nous a permis de valider le simulateur d'accouchement auprès des médecins accoucheurs. Presque 60 personnes ont testé et suggéré des améliorations sur le BirthSIM. Ces suggestions ont été implantées sur le BirhSIM06.

La partie réalité virtuelle a permis de valider une nouvelle méthode d'apprentissage de pose de forceps avec l'aide d'un système du système de visualisation 3D. Cette méthode permet aux jeunes obstétriciens de s'entraîner de manière systématique en analysant leur geste et ainsi améliorer leurs performances. Les premiers résultats obtenus pour les présentations OIGA et OP sont très encourageants.

L'avantage principal du BirthSIM par rapport aux autres simulateurs d'accouchements réside dans son réalisme et son fonctionnement actif : variations des pressions et des efforts à la demande, simulation de différents types d'accouchements (de facile à difficile). Grâce à la partie réalité virtuelle du BirthSIM, les utilisateurs peuvent connaître en temps réel la nature de leurs gestes.

La maquette de faisabilité que nous avons conçue et validée montrent tout l'intérêt de ce simulateur ainsi que les premiers essais en milieu hospitalier. En perspective, les améliorations à apporter à notre prototype peuvent porter sur les points suivants (liste non exhaustive) :

- **muscles pelviens** : prise en compte des remarques des obstétriciens et les sages-femmes pendant les essais : amélioration du réalisme avec un changement du matériel (silicone, latex, etc.) et avec une amélioration au niveau des contacts avec la tête ;
- **positionnement de la tête dans le bassin** : mise en place positionnement automatique de la tête dans les 8 différentes présentations standards (OP, OS, OIGA, OIDA, OIGT, OIDT, OIGP et OIDP) ;
- **commande du vérin pneumatique** : adaptation d'une commande en position ou en effort, voir en raideur pour simuler au mieux les procédures d'accouchement. Il s'agit de l'amélioration la plus importante ; elle devra nécessiter un très étroit dialogue entre le médecin et l'ingénieur ;
- **rotule de la tête** : automatisation du blocage dans certaines positions et augmentation des angles pour améliorer la flexion pour les présentations OIGA et OIDA ;
- au niveau sensoriel, mise en place d'un équipement acoustique afin d'augmenter le réalisme de la simulation de l'accouchement.

Dans un futur proche, la collaboration des Hospices Civils de Lyon, permettra de mettre en place une formation sur le BirthSIM parallèle à la formation classique avec les internes en obstétriques et les sages femmes.

Ce travail a pu être mené à bien grâce à la forte collaboration avec le Docteur Olivier Dupuis, médecin obstétricien. Les améliorations et compléments proposés ci-dessus, ainsi que les essais dans les centres de formations et enseignements devront continuer dans le même esprit à fin de déboucher à terme sur un simulateur le plus réaliste possible.

Lexique

Accouchement eutocique	la grossesse normale et l'accouchement eutocique sont l'ensemble des phénomènes physiologiques, mécaniques et psychologiques qui aboutissent à l'expulsion spontanée, à terme, d'abord du fœtus en présentation du sommet et ensuite du placenta.
Asynclitisme	inclinaison latérale.
Bosse séro-sanguine	épanchement sanguin sous cutané au niveau de la tête.
Embryotomie	le choix entre la vie de la mère et celle de l'enfant.
Épisiotomie	opération qui consiste à sectionner le périnée en partant de la commissure postérieure de la vulve.
Hypoxie	quantité d'oxygène délivrée aux tissus est insuffisante par rapport aux besoins cellulaires.
Multipare	femme ayant eu deux ou plusieurs accouchements.
Primipare	femme ayant eu un accouchement.
Tocographie	Enregistrement des contractions utérines.

Références Bibliographiques

[AEROSPACE 04] ATLAS Aerospace. Commercial Space Flight Program. Participate in cosmonaut training program in Russia Space center **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.atlasaerospace.net/eng/index.htm>. (consulté le 02/08/04).

[AFTS 04] AFTS. Welcome to Authentic Tactical Flight Simulation **[en ligne]**. Disponible sur : < http://www.etctacticalflight.com/>. (consulté le 02.08.2004).

[AGACHE 00] AGACHE P. *Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutanées*. Cachan : Édition médicales Internationales, 2000, 706 p. (Collection Explorations fonctionnelles humaines)

[ALLEN 88] ALLEN R.H., SORAB J., GONIK B. *Measuring Clinician-Applied Forces During Birth Using Tactile Sensing Technology*. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Novembre 1988, vol. 3, pp 1285-1286.

[ALLEN 91] ALLEN R.H., SORAB J., GONIK B. *Risk factors for shoulder dystocia : an engineering study of clinician- applied forces*. Obstetrics and Gynecology, 1991, vol.77, n° 3, pp.352-355. ISSN 0029-7844.

[ALLEN 95] ALLEN R.H., BANKOSKI B.R., NAGEY D.A. *Simulating Birth to Investigate Clinician-Applied Loads on Newborns*. Medical Engineering & Physics, 1995, vol. 17, n° 5, pp. 380-384. ISSN 1350-4533.

[ARIES 73] ARIÈS Ph. *L'enfant et la vie familiale sous l'Ancien Régime*. Paris : Éditions du Seuil, 1973.

[AUTUORI 02] AUTUORI B., BRUYÈRE-GARNIER K., MORESTIN F. et al. *Assessment of a finite element model of the human facial bone structure.* XXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, 12-13 Septembre 2002,Valenciennes, 2002, pp. 36.

[AWON 64] AWON M.P. *The vacuum extractor- experimental demonstration of distortion of the foetal skull*. Journal of obstetrics and gynaecology of the British Commonwealth, 1964, vol. 71, pp.634-636.

[BARBARINO 98] BARBARINO A., JUDLIN P. *Complications maternelles du forceps*. **In** : Schaal J.P., Riethmuller D., Maillet R., Mécanique et Techniques Obstétricales. 2ème édition. Montpellier : Sauramps médical, 1998, pp.429-434.

[BARBENEL 90] BARBENEL J.C., SOCKALINGHAM S. *Device for measuring soft tissue interface pressures*. Journal of Biomedical Engineering, 1990, Vol. 12, n° 6,pp. 519-522.

[BASEILHAC 03] BASEILHAC E. *Histoire de la médicine*. Le quotidien du médecin, 23/01/2003, n°7258, cahier 2, pp. 20-21.

[BAUMANN 97] BAUMANN R.; MAEDER W.; GLAUSER G. et al. *The PantoScope: A Spherical Remote-Center-of-Motion Parallel Manipulator for Force Reflection.* Proceeding IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA'97, avril 1997, Albuquerque, Nouveau Mexique, États Unis. 1997, pp. 743-750.

[BEEBE 95] BEEBE D.J., HSIEH A.S., RADWIN R.G. et al. *A silicon force sensor for robotics and medicine*. Sensors and Actuators A: Physical, 1995, vol. 50, n° 1-2, pp. 55-65.

[BENOZIO 04] BENOZIO M., BEUGNOT C., DEMOY S. et al. *La "machine" de Madame Du Coudray - ou l'Art des accouchements au XVIIIe siècle*. Bonsecours: Edition Point de vues, 2004, p.60.
ISBN 2-9516020-8-1

[BERTHET 98] BERTHET J. *Extractions instrumentales*. **In** : Schaal J.P., Rietmuller D., Maillet R., Mécanique et Techniques Obstétricales. 2ème Édition. Montpellier : Sauramps médical, 1998. pp.401-422.

[BINDER 80] BINDER P. *La pression facteur d'escarre. Une Étude expérimentale comparative de cinq lits et matelas (sur hémiplégiques et bien-portants).* Thèse, Médecine. Bordeaux : Université de Bordeaux II, 1980, 104 p.

[BLONDEL 00] BLONDEL B., NORTON J., DUMAZAUBRUN C. et al. *Enquête nationale périnatale 1998 (Rapport complet).* Paris : Direction Générale de la Santé, 2000.

[BOISSONNAT 93] BOISSONNAT J-D., GEIGER B. *3D simulation of delivery*. **In** G. NIELSON M., BERGERON D. Visualization 93 Conference, Octobre 2003, San Jose, CA, États Unis. IEEE Computer Society Press editors, 1993, pp. 416-419.

[BURDEAU 94] BURDEAU F. *Histoire de l'administration française*. 2ème ed. Paris : Montchrestien, 1994, 384p. (Précis Domat).

[ÇAKMAK 00] ÇAKMAK H. K., KÜHNAPFEL U., BRETTHAUER G. *Virtual Reality Techniques for Education and Training in Minimally Invasive Surgery*. Proceedings of VDE World Micro Technologies Conference MICRO.tec 2000 - EXPO 2000, 25-27/09/2000, Hannover, Allemagne, 2000, pp. 395-400.

[ÇAKMAK 03] ÇAKMAK H. K. *Advanced Surgical Training in Laparoscopy with VEST Simulators.* Talk at 2nd Workshop on Basic Anatomy and Advanced Technology in Laparoscopic Surgery. 18-20/09/2003, Kiel, Allemagne, 2003.

[CLARIS 90] CLARIS O. et al. *Les risques du forceps: le point de vue du pédiatre et de l'obstétricien*. Revue française de Gynécologie et obstétrique 1990, vol. 85, n° 10, pp. 549-551.

[CLAUDON 00] CLAUDON M.S. *Simulateurs d'échographie*. 2ème Journée informatique et imagerie médicale:"Présent & Avenir" 31 mars 2000, Nancy, France, 2000. Disponible sur : <http://www.limsi.fr/Individu/osorio/SitesWeb/Jim/JIMindex.html> (consulté le 03/09/2004).

[CHAILLOU 95] CHAILLOU C., DUBOIS P. *Les Simulateurs d'Instruments Médicaux.* Journée d'étude "Réalité Virtuelle" Ganymède-Kalimedia, 29/03/1995, Villeneuve d'Ascq, France, 1995.

[CHAILLOU 96] CHAILLOU C. *Simulateurs Pédagogiques Médicaux*. Journées du groupe de travail Réalité Virtuelle du PRC/GDR Communication Homme-Machine, 29-3001/1996, Rennes, France, 1996.

[CHAILLOU 97] CHAILLOU C. *Les Simulateurs Pédagogiques Médicaux*. Conférence invitée, ISCID Dunkerque, 27/03/1997, Dunkerque, France, 1997.

[CHAMBERLAIN 80] CHAMBERLAIN G. *Forceps and Vacuum extraction*. Clinics in obstetrics and gynaecology, 1980, vol. 7, n°3, pp. 511-27.

[COTIN 96a] COTIN S., DELINGETTE H., CLÉMENT J-M. et al. *Geometric and Physical Representations for a Simulator of Hepatic Surgery*. Medecine Meets Virtual Reality IV, Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare, janvier 1996. IOS Press, 1996, pp. 139-151.

[COTIN 96b] COTIN S., DELINGETTE H., CLÉMENT J-M. et al. *Simulation de chirurgie hépatique avec système de retour de forces*. In Interface to Real and Virtual Worlds, Mai 1996. AJIIMD, 1996, pp. 139-148.

[COTIN 96c] COTIN S., DELINGETTE H., CLEMENT J.-M. et al. *Volumetric Deformable Models for Simulation of Laparoscopic Surgery*. Proceedings of the International Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Computer Assisted Radiology (CAR'96), juin 1996, Paris, France. Elsevier, 1996 (vol. 1124 of International Congress Series).

[COTIN 98] COTIN S., DELINGETTE H., AYACHE N. *Real-Time elastic deformations of soft tissues for surgery deformation*. INRIA Technical Report RR-3511, 1998, to appear in IEEE Trans. In Visualization and Computer Graphics, http://www.inria.fr/RRRT/RR-3511.html

[COUARRAZE 00] COUARRAZE G., GROSSIORD J.-L. *Initaton à la rhéologie*. 3ème Edition revue et augmenté. Paris: Technique & Documentation, 2000, 312 p.

[CUNNINGHAM 97] CUNNINGHAM G. et al. *Williams obstetrics*. 20ème ed. Stamford :

Prentice-Hall international, 1997, 1448 p.
ISBN 0-8385-9642-8.

[DAS 29] DAS K. *Obstetric forceps. Its history and evolution*. Leeds : Medical Museum Publishing, 1993.

[DE BEAUMONT 81] DE BEAUMONT P. *Genèse 3,14*. **In** La Bible. Paris : Éditeur Fayard, 1981, p. 1938.
ISBN : 221301069.

[DE COSTA 99] DE COSTA C.M. *A "noble instrument": the obstetric forceps*. Medical journal of Australia, 1999, vol. 170, n° 2, pp.78-80.
ISSN 0025-729X.

[DELINGETTE 99] DELINGETTE H. *Simulation d'Interventions Chirurgicales*. **In** DOMBRE E., KHALIL W. Deuxième Journées de la Recherche en Robotique (JNRR'99), septembre 1999, Montpellier, pp. 109-118.

[DIONISIO 97] DIONISIO J., HENRICH V., JAKOB U. et al. *The virtual touch: Haptic interfaces in virtual environments*. Computers & Graphics, 1997, vol. 21, n° 4, pp. 459-468.

[DITTMAR 03] DITTMAR A., DELHOMME G., DUPUIS O., REDARCE T., BÉTEMPS M., SILVEIRA R. *Forceps obstétrical à matrices de capteurs*. Brevet 0309570. 01/08/2003.

[DRIFE 96] DRIFE JO. *Choice and instrumental delivery*. British journal of obstetrics and gynaecology, 1996; vol.103, n° 7, pp. 608-611.

[DUCHEMIN 02] DUCHEMIN G. *Commande et programmation d'un robot d'assistance au geste médical pour des tâches de suivi au contact de tissus mous*. Génie Informatique, Automatique et Traitement du Signal. Montpellier: Université Montpellier II, 2002, 131p.

[DUMONT 84] DUMONT M. *History and sidelights on the forceps*. Journal de gynecologie, obstetrique et biologie de la reproduction, (Paris). 1984, vol.13, n° 7, pp. 743-757.

[DUMONT 88] DUMONT M. *Le forceps. Historique. Indications actuelles*. Revue francaise de gynecologie et d'obstetrique, 1988, vol. 83, n°4, pp. 220-225.

[DUPUIS 03a] DUPUIS O., DITTMAR A., DELHOMME G., REDARCE T., BÉTEMPS M., SILVEIRA R. *Simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement*. Brevet 0309569. 01/08/2003.

[DUPUIS 03b] DUPUIS O., SILVEIRA R., REDARCE T. et al. *Extraction instrumentale en 2002 au sein du réseau AURORE : incidence et complications néo-natales graves: Operative vaginal delivery rate and*

neonatal associated complications in 2002 in the "Aurore" hospital network. Gynécologie Obstétrique & Fertilité, 2003, vol. 31, n° 11, pp. 920-926.

[DUPUIS 04a] DUPUIS O., SILVEIRA R., ZENTNER A. et al. *Birth Simulator. Reliability of transvaginal assessment of fetal head station as defined by the ACOG classification*. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2004 (accepté pour publication).

[DUPUIS 04b] DUPUIS O., SILVEIRA R., DUPONT C. et al. *Comparison of "instrument-associated" and "spontaneous" obstetrical depressed skull fractures in a cohort of 68 neonates*. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 2004 (accepté pour publication).

[DUBOIS 95a] DUBOIS P., ROULAND J.F., MESEURE P. et al. *Simulator for laser photocoagulation in ophthalmology*. IEEE Transactions on Biomedical. Engineering, 1995, vol. 42, n° 7, 688-693.

[DUBOIS 95b] DUBOIS P., ROULAND J.F., CHAILLOU Cet al. *Simulateur ophtalmologique*: Brevet n° PCT/FR 95/00571. 02/05/95.

[DUTREUIL 01] DUTREUIL J., GOULETTE F., LAURGEAU F. et al. *Computer Assisted Dental Implantology: A New Method and a Clinical Validation*. MICCAI 2001, 4th International Conference, 14-17/10/2001, Utrecht, Pays Bas. 2001, pp. 384-391.
ISBN 3-540-42697-3

[ECKRICH 91] ECKRICH, K.M. A pneumatic bladder array for measuring dynamic interface pressure between seated users and their wheelchairs. Biomedical Sciences Instrumentation, 1991, vol. 27, pp. 135-140.

[ELASTRA 04] ELASTRA SARL. Elastrat development realization and distribution of human vascular phantoms **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.elastrat.com/ >. (consulté le 02/08/04).

[ELFTMAN 43] ELFTMAN H.O. *Pressure indicating method and apparatus*. Brevet US 2325490. 01/01/1943.

[ELITE 04] ELITE SIMULATION SOLUTIONS. ELITE Simulation Solutions AG [Home] - PC based JAR-STD and FAA approved IFR training simulators **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.flyelite.ch/index2.htm>. (consulté le 02/08/04).

[eNASCO 04] eNASCO. eNASCO On-Line Catalogs Worldwide Service To Education, Health, Agriculture, Industry **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.enasco.com/ >. (consulté le 02/08/04).

[FER 73] Revue Générale des Chemins de Fer, Paris: Delville, juillet 1973, p. 442, col. 1.
ISSN 0035-3183 FR.

[FERLITSCH 02] FERLITSCH A, GLAUNINGER P, GUPPER A et al. *Evaluation of a virtual endoscopy simulator for training in gastrointestinal endoscopy*. Endoscopy, 2002, vol. 34, n° 9, pp. 698-702.

[FORSTER 01] FORSTER C., BECHTOLD I., MELCHERT F. *Clinical use of the birth simulation program "Anapelvis 2.0" for prediction of feto-maternal disproportion*. Zentralblatt fur Gynakologie, 2001, vol. 123, n° 8, pp. 465-468.

[FLYIT 04] FLYIT SIMULATORS. FLYIT Simulators, Personal and Professional Flight Simulators **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.flyit.com/>. (consulté le 02/08/04).

[FUCHS 03] FUCHS P., MOREAU G. *Le traité de la Réalité Virtuelle*. Paris : Presses de l'école des mines, 2003, 540 p.
ISBN 2-911762-47-9

[FUNG 93] FUNG Y-C. *Biomechanics : :Mechanical properties of Living tissues*, 2nd ed.. New York : Spring-Verlag, 1993, 568p.

[GABA 04] GABA D.M. *Patient simulators*. **In** : Ehrenwerth J, Eisenkraft JB. Anesthesia Equipment. 2nd ed. St. Louis : Mosby, (In Press).

[GAUMARD 04] GAUMARD. Welcome to Gaumard **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.gaumard.com/>. (consulté le 02/08/04).

[GELIS 78] GÉLIS J., LAGET M., MOREL M.F. *Entrée dans la vie, naissance et enfance dans la France traditionnelle*. Paris: Gallimard, 1978.

[GRAVES 51] GRAVES J.O., SAVANNAH G. *Educational Apparatus for teaching obstetrics and midwifery*. Brevet US 2551433. 01/011951.

[GYI 99] GYI D.E., PORTER J.M. *Interface pressure and the prediction of car seat discomfort*. Applied Ergonomics, 1999, vol. 30, n° 2, pp. 99-107.

[HACHETTE 03] DICTIONNAIRE HACHETTE . Paris : Hachette, 2003, 858 p.
ISBN 2-0128-0534.

[HARPOLD 98] HARPOLD T., MCCOMB G., LEVY M. *Neonatal Neurosurgical Truama*. Neurosurgery clinics of North America, 1998, vol. 9, n° 1, pp.141-154.

[HARSTALL 96] HARSTALL C. *Interface pressure measurement systems for management of pressure sores*. Edmonton : Alberta Heritage Foundation for Medical Research, 1996.

[HIBBARD 90] HIBBARD B.M., MCKENNA D.M. *The obstetric forceps - are we using the appropriate tools?*. British journal of obstetrics and gynaecology,

1990, vol. 97, n° 5, pp. 374-380.
ISSN 0306-5456.

[HIRSCH 65] HIRSCH C., EVANS E.G. *Studies on some physical properties of infant compact bone*. Acta orthopaedica Scandinavica, 1965, vol. 35, pp. 300-13.
ISSN 1395-3907.

[HOSKINS 02] HOSKINS A., EL-GINDY M., VANCE R. et al. Truck Driving Simulator Effectiveness. Winter Annual Meeting, Symposium on "Advances in Vehicle Technologies", 14-19/11/2002, Louisiana, New Orleans, 2002.

[JACOMIDES 04] JACOMIDES L., OGAN K., CADEDDU J.A. et al. *Use of a virtual reality simulator for ureteroscopy training*. Journal of Urology, 2004, vol. 171; n° 1, pp. 320-3.

[JAMBON 97] JAMBON A.C., DUBECQ-PRINCETEAU F., KARPF S. et al. *Measure of abdominal cavity volumes by gynecologic laparoscopy*. Contraception, fertilite, sexualite, 1997, vol. 25, n° 5, pp. 6-12.

[JAMBON 98] JAMBON A.C., DUBECQ-PRINCETEAU F., DUBOIS P. et al. *SPIC : Simulateur pédagogique d'interventions coelioscopiques à visée gynécologique* . Journal de gynécologie, obstétrique et biologie de la reproduction, 1998, vol. 27, n° 5, pp. 536-543.

[JAMBON 00] JAMBON A.C., QUERLEU D., DUBOIS P., et al. *SPIC : Pedagogical Simulator for Gynecologic Laparoscopy"*. Proceedings of the 8th Medecine Meets Virtual Reality Conference, 27-30/01/2000, Newport Beach, 2000, pp. 139-145.

[JANDA 03] JANDA S., VAN DER HELM F.C.T., DE BLOK S.B. *Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes*. Journal of Biomechanics, 2003, vol. 36, n° 6, pp. 749-757.

[JANS 98] JANS G., VAN AUDEKERCKE R., VANDER SLOTEN J. et al. *Bending properties of cranial bone segments of new- born children*. Journal of Biomechanics, 1998, vol. 31, Suppl. 1, pp. 65.

[JOHANSON 97] JOHANSON R. *Choice of instrument for vaginal delivery*. Current opinion in obstetrics & gynecology, 1997, vol. 9, n° 6, pp. 361-365.

[JOHANSON 02] JOHANSON R., MENON B.K. *Vacuum extraction versus forceps for assisted vaginal delivery*. Cochrane database of systematic reviews (Online : Update Software), 2000, n° 2. CD000224.

[KAMINA 83] KAMINA P. *Dictionnaire Atlas d'anatomie*. Paris: Maloine, 1983.

[KAMINA 84] KAMINA P. Anatomie gynécologique et obstétricale. 4th ed. Paris, France : Maloine, 1984, 516 p.

ISBN: 2-224-00927-5

[KAROUIA 04] KAROUIA M., ARHETS Ph., AIGRAIN Y. *A novel design of endoscopic surgery training simulator*. 35th ISR'04 - International Symposium on Robotics, 23-26/03/2004, Paris- Nord Villepinte, France.2004, pp. 66.

[KELLY 66] KELLY J., SINES G. *An assessment of the compression and traction forces of obstetrical forceps*. American journal of obstetrics and gynecology, 1966, vol. 96, n° 4, pp. 521-537.

[KISMET 04] KISMET. FZ Karlsruhe - The KISMET simulation homepage **[en ligne]**. Disponible sur : <http://iregt1.iai.fzk.de/>. (consulté le 02.08.2004).

[KHEDDAR 04] KHEDDAR A., DEVINE C., BRUNEL M. et al. *Preliminary design of a childbirth simulator with haptic feedback*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS'04, 28/09-2/11 2004, Sendai, Japan, 2004, pp 3270-3275.

[KNAPP 70] KNAPP R., BRADLEY P.L. *Medical applications of an electrical pressure gauge for external use: preliminary report*. Biomedical engineering, 1970, vol. 5, n° 3, pp. 116-119 passim.

[KNAPP 74] KNAPP C.F., EADS G.S. *Dynamic childbirth simulator for teaching maternity patient care*. Brevet: US 3826019. 30/07/1974.

[KOZAK 02] KOZAK L.J., WEEKS J.D. *U.S. trends in obstetric procedures, 1990–2000*. Birth, 2002, vol. 29, n° 3, pp.157–161.

[KUHNAPFEL 95] KÜHNAPFEL U., KRUMM H.G., KUHN Ch. et. al. *Endosurgery Simulations with KISMET: A flexible tool for Surgical Instrument Design, Operation Room Planning and VR Technology based Abdominal Surgery Training*. Proceedings of VR'95 WORLD Conference, 21-23/02/1995, Stuttgart, 1995.

[KRIEGLSTEINER 86] KRIEGLSTEINER P., KRONE H.A., VON ZEPPELIN D. *Experience with the bamberg obstetrical forceps*. Journal of perinatal medicine, 1986, vol. 14, n° 2, pp. 87-93.

[KRUPA 03] KRUPA A. *Commande par vision d'un robot de chirurgie laparoscopique*. Automatique et Traitement du Signal. Institut National Polytechnique de Lorraine, 2003, 236 p.

[LAPEER 01] LAPEER R. J., PRAGER R.W. *Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour*. Journal of Biomechanics, 2001, vol. 34, n° 9, pp. 1125-1133

[LAUFE 68a] LAUFE L.E. *Obstetric forceps*. New York : Harper & Row, 1968, 141 p.

[LAUFE 68b] LAUFE L.E. *A new divergent outlet forceps*. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1968, vol. 101, n° 4, pp. 509-512. ISSN 0002-9378.

[LAUFE 71] LAUFE L.E. *Divergent and crossed obstetric forceps*. Obstetrics and Gynecology, 1971, vol. 38, n° 6, pp. 885-887.

[LEEUW 01] LEEUW J.W., STRUIJK P.C., VIERHOUT M.E., et al. *Risk factors for third degree perineal ruptures during delivery*. British journal of obstetrics and gynaecology. 2001, vol. 108, n° 4, pp. 383-387.

[LEMETAYER 00] LEMETAYER M.F. *Biographie de Madame Lachapelle*. Les Dossiers de l'obstétrique, mai 2000, n° 283, pp. 9-10.

[LIFL 04] LIFL. Simulateur pédagogique d'arthroscopie de l'épaule **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.lifl.fr/GRAPHIX/rechappli/simulateur/arthro-epaule/index.html>. (consulté le 05.08.2004).

[LINK 04] LINK. 16e Escadre Borden : Patrimoine - La musée de l'air -Le simulateur Link **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.airforce.forces.ca/16wing/heritage/airmus5_f.asp >. (consulté le 05.08.2004).

[LOCKSMITH 01] LOCKSMITH G.J., GEI A.F., ROWE T.F. et al. *Teaching the Laufe-Piper forceps technique at cesarean delivery*. Journal of reproductive medicine, 2001, vol. 46, n° 5, pp. 457-461. ISSN 0024-7758.

[LOMBARD 79] LOMBARD R.E. *Review of Evolutionary Principles of the Mammalian Middle Ear, Gerald Fleischer*. Evolution, 1979, vol. 33, p. 1230.

[LOW 93] LOW J., NG T., CHEW S. *Clinical experience with the Silc Cup Vacuum Extractor*. Singapore medical journal, 1993, vol. 34, n° 2, pp.135–138.

[LUCAS 94] LUCAS M.J. *The role of vacuum extraction in modern obstetrics*. Clinical obstetrics and gynecology, 1994, vol. 37, n° 4, pp. 794-805.

[MACEDONIA 03] MACEDONIA C.R., GHERMAN R.B., SATIN A.J. *Simulation Laboratories for Training in Obstetrics and Gynecology*. Obstetrics and gynecology, 2003, vol.102, n° 2, pp. 388-392.

[MALMSTROM 54] MALMSTROM T. *Vacuum extractor, an obstetrical instrument*. Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica. Supplement, 1954, vol. 33, n° 4, pp. 1-31.

[MAVEL 90] MAVEL A. *Dictionnaire de gynécologie et d'obstétrique : termes usuels d'hier et d'aujourd'hui*. Paris : Arnette, 1990, 562 p. ISBN 2-7184-0495-7

[MAINGUENEAU 98] MAINGUENEAU B. *Complications néonatales du forceps*. **In** : SCHAAL J.P., RIETHMULLER D., MAILLET R. Mécanique et Techniques Obstétricales. 2ème ed. Montpellier : Sauramps médical, 1998, pp.423-427.

[MASCARO 00] MASCARO S., ASADA H. *Fingernail touch sensors: spatially distributed measurement and hemodynamic modeling*. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 24-28/04/2000, San Frnacisco, 2000, vol. 4, pp. 3422-3427.

[McELHANEY 70] McELHANEY J.H., FOGLE J.L., MELVIN J.W. et al. *Mechanical properties of cranial bone*. Journal of Biomechanics, 1970, vol. 3, n° 5, pp. 495-511.
ISSN 0021-9290

[McKEOWN 92] McKEOWN M.J. *Apparatus for practicing surgical procedures*. Brevet: US 5149270. 22/09/1992.

[McPHERSON 80a] McPHERSON G.K., KRIEWALL T. J. *The Elastic Modulus of Fetal Cranial Bone: A first step towards and understanding of the biomechanics of fetal head molding*. Journal of Biomechanics, 1980, vol. 13, n° 1, pp. 9-16.

[McPHERSON 80b] McPHERSON G.K., KRIEWALL T. J. *Fetal Head Molding: An investigation utilizing a finite element model of the fetal parietal bone*. Journal of Biomechanics, 1980, vol. 13, n° 1, pp. 17-26.

[MEDSIM 04] MEDSIM. MedSim – Advanced Medical Simulations **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.medsim.com> (consulté le 02.08.2004).

[MELCHERT 95] MELCHERT F., WISCHNIK A., NALEPA E. *The prevention of mechanical birth trauma by means of computer aided simulation of delivery by means of nuclear magnetic resonance imaging and finite element analysis.* Journal of obstetrics and gynaecology, 1995, vol. 21, n° 2, pp. 195-207.

[MELLER 97] MELLER G. *A tpology of simulators for medical education*.
Journal of Digital Imaging, 1997, suppl. 1,vol. 10, n° 3, pp. 194-196.

[MERGER 95] MERGER R., LEVY J. . MASSON, MELCHIOR J., Précis d'obstétrique. 6ème ed. Paris: Masson, 1995, p. 624.
ISBN 2-225-84290-6.

[MERINU 96] MENIRU G.I. *An analysis of recent trends in vacuum extraction and forceps delivery in the United Kingdom*. British journal of obstetrics and gynaecology, 1996, vol. 103, n° 2, pp. 168-170.

[MERRAN 00] MERRAN S. *Simulateurs pédagogiques d'actes médicaux : l'état de l'art en chirurgie et en radiologie interventionnelle*. 2ème Journée informatique et imagerie médicale : "Présent & Avenir" 31 mars 2000, Nancy, France,

2000. Disponible sur : <http://www.limsi.fr/Individu/osorio/SitesWeb/Jim/JIMindex.html> (consulté le 03/09/2004).

[MOOLGOAKER 62] MOOLGAOKER A. *A new design of obstetric forceps*. Journal of obstetrics and gynaecology of the British Empire, 1962, vol. 69, pp. 450-457.

[MOOLGOAKER 79] MOOLGOAKER A., AHAMED S., PAYNE P. *A comparison of different methods of instrumental delivery based on electronic measurements of compression and traction*. Obstetrics and gynecology 1979, vol. 54, n° 3, pp. 299-309.

[MUFFLER 85] MUFFLER R.J. *AV-8B HARRIER II Training capabilities*. Collection of Technical Papers - AIAA Flight Simulation Technologies Conference, 1985, St Louis, MO, USA, pp. 11-15.
ISSN 0146-3705.

[O'DRISCOLL 81] O'DRISCOLL K., MEAGHER D., MACDONALD D., et al. *Traumatic intracranial hemorrhage in firstborn infants and delivery with obstetric forceps*. British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 1981; vol. 88, n° 6, pp. 577-581.

[OBST 04] OBST T., BURGKART R., RUCKHÄBERLE E. et al. *Geburtensimulator mit multimodaler Interaktion (Delivery Simulator with Multimodal Interaction)*. Automatisierungstechnik., 2004, vol. 52, n° 6, pp. 280-287.
ISSN 0178-2312.

[OST 01] OST D., DE ROSIERS A., BRITT E.J et al *Assessment of a Bronchoscopy Simulator*. American journal of respiratory and critical care medicine., 2001, vol. 164, n° 12, pp. 2248-2255.

[PAPIERNIK 95] PAPIERNIK E., CABROL D., PONS J-C. *Obstétrique*. Paris, France : Flammarion médecine-sciences, 1995, 1584 p.
ISBN: 2-257-15045-7

[PATEL 02] PATEL C.R, POGGI S. H., SPONG C.Y. et al. *Measuring hand-applied forces during childbirth*. Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, Octobre 2002, Houston, Texas, Etats-unis. 2002, pp. 1799-1780.

[PEARSE 63] PEARSE W. *Electronic recording of forceps delivery*. American journal of obstetrics and gynecology, 1963, vol.86, n°1, pp. 43-51.

[PEARSE 72] PEARSE W., KOLBECK T.J. *Compressive forces of the Shute forceps*. American journal of obstetrics and gynecology, 1972, vol. 113, n° 1, pp. 44-46.

[PEIFER 96] PEIFER J.W, CURTIS W.D., SINCLAIR M.J. *Applied Virtual Reality for Simulation of Endoscopic Retrograde Cholangio-Pancreatography (ERCP)*. Proceedings Medicine Meets Virtual Reality: 4, Health Care in the Information Age, 17-20/01/1996, San Diego, Ca, États Unis, 1996, pp. 36-42.

[POUCHAIN 96] POUCHAIN D. *Médecine générale : concepts et pratiques, à l'usage des étudiants, des enseignants et des praticiens de la discipline*. Paris : Masson, 1996, 1025 p.
ISBN 2225850291.

[PUGH 01a] PUGH C.M, HEINRICHS W.L, DEV P. et al. *Use of a mechanical simulator to assess pelvic examination skills*. Journal of American Medical association - JAMA, 2001, vol. 286, n° 9 pp.1021-1023.

[PUGH 01b] PUGH C.M., SRIVASTAVA S., SHAVELSON R. et al. *The effect of simulator use on learning and self-assessment: the case of Stanford University's E-Pelvis simulator*. Studies in health technology and informatics., 2001, vol. 81, pp. 396-400.

[PUGH 02a] PUGH C.M. *Medical examination teaching system*. Brevet: US 6428323. 06/09/2002.

[PUGH 02b] PUGH C.M., YOUNGBLOOD P. *Development and validation of assessment measures for a newly developed physical examination simulator*. Journal of the American Medical Informatics Associaion – JAMIA, 2002, vol. 9, n° 5, pp. 448-60.

[PUTTA 00] PUTTA L.V, SPENCER J.P. *Assisted Vaginal Delivery Using the Vacuum Extractor*. American Family Physician, 2000, vol. 62, n° 6, pp. 1316-1320.

[REINER 04] REINER FOERST. Dr.- Ing. Reiner Foerst GmbH - Fahrsimulatoren(E) **[en ligne]**. Disponible sur : <http://www.drfoerst.de/simulator.htm>. (consulté le 02/08/04).

[REMMLER 98] REMMLER D., OLSON L., EKSTROM R., et al. *Pre-surgical CT/FEA for craniofacial distraction: I. Methodology, development, and validation of the cranial finite element model*. Medical Engineering & Physics, 1998, vol. 20, n° 8, pp. 607-619.

[RIENER 03] RIENER R., BURGKART R. *Birth Simulator (Geburtensimulator)*. Brevet: WO 03/001482 A1. 03/01/2003.

[RIETHMULLER 01] RIETHMULLER D., SCHAAL J.P.,MAILLET R. *Ventouse obstétricale : un instrument moderne*. Gynecologie, obstetrique & fertilite, 2001, vol. 29, n° 10, pp. 648–661.

[RIETHMULLER 04] RIETHMULLER D., ROTH P., MARTIN A. et al. *Benefits of ultrasonography in the delivery room*. Gynecologie, obstetrique &

fertilite, 2004, vol. 32, n° 5, pp. 427-32.

[ROCHAT 02] ROCHAT M. *Navigation System for Aortic Stent Placement.* Rapport du Diplôme de Microengineering. Lausanne, Switzerland : Swiss Federal Institute of Technology, Mars 2002.

[ROSENBERG 93] ROSENBERG P. *Manœuvres obstétricales*. Paris : Masson, 1993, p.39.

[RUAN 94] RUAN J.S., KHALIL T., KING A.I. *Dynamic response of the human head to impact by three dimensional finite element analysis.* Journal of Biomechanical Engineering, 1994, vol.116, n° 1, pp. 44-50.

[SATAVA 96] SATAVA R.M., JONES S.B. *An integrated medical virtual reality program. The military application.* Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, 1996, vol. 15, n° 2, pp. 94 - 97.

[SATAVA 97] SATAVA R.M. *Virtual reality for medical applications*. Information Technology Applications in Biomedicine, ITAB '97, Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Region 8 International Conference, 7-9/09/1997, pp 19 – 20.

[SATAVA 98] SATAVA R.M., JONES S.B. *Current and future applications of virtual reality for medicine*. Proceedings of the IEEE, 1998, vol. 86, n° 3, pp. 484 - 489.

[SCHAAL 98] SCHAAL J.P, RIETHMULLER D., MAILLET R. *Mécanique et Technique Obstétricale.* 2ème édition. Montpellier : Sauramps médical, 1998.

[SHUTE 58] SHUTE W.B. *An obstetrical forceps using a new principle of parallelism*. Proceedings of the royal society of medicine, 1958, vol.51, n° 10, pp. 837-839.

[SILVEIRA 02a] SILVEIRA R., DUPUIS O., DELHOMME G., DITTMAR A., BETEMPS M., REDARCE T. *Modeling the efforts between the fetal head and an instrumented gripper*. ISMCR'02 – International Symposium on Measurement and Control in Robotics – Toward Advanced Robot Systems and Virtual Reality, 20-21/06/2002, Bourges, France, 2002, pg 4.

[SILVEIRA 02b] SILVEIRA R., DUPUIS O., DELHOMME G., DITTMAR A., BETEMPS M., REDARCE T. *Étude du comportement mécanique du crâne fœtal lors d'une extraction instrumentale*. CMBEC- 27th Annual Canadian Medical and Biological Engineering Conference , 21-23/11/2002, Ottawa, Canada, 2002, pg 4.

[SILVEIRA 02c] SILVEIRA R., DUPUIS O., DELHOMME G., DITTMAR A., BETEMPS M., REDARCE T. I*nstrumented an Obstetrical Forceps*. IEEE ICIT'02 - International Conference on Industrial Technology, 11-14/12/2002, Bangkok, Thailand, 2002, pp. 470-473.

[SILVEIRA 04a] SILVEIRA R., DUPUIS O., DELHOMME G., DITTMAR A., BETEMPS M., REDARCE T. *Safe Childbirth by Instrumented Obstetric Forceps*. 35th ISR'04 - International Symposium on Robotics. 23-26/03/2004, Paris- Nord Villepinte, France, 2004, pp. 78, 6p.

[SILVEIRA 04b] SILVEIRA R., DUPUIS O., PHAM M.T., DITTMAR A., REDARCE T., BETEMPS M. *Design of a Mechanical birth simulator*. World Congress on Men's Health Medicine - WCMHM'04. 5-8/04/2004, Paris, France, 2004.

[SILVEIRA 04c] SILVEIRA R., DUPUIS O., PHAM M.T., REDARCE T., BETEMPS M. *A new mechanical birth simulator*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS'04, 28/09-2/11 2004, Sendai, Japan, 2004, pp 3948-3953.

[SINCLAIR 98] SINCLAIR M.J. PEIFER J.W. *Surgical simulator and method for simulating surgical procedure*. Brevet: US 5766016. 16/06/1998.

[SMELTZER 97] SMELTZER S., STANLEY S. et al. *Apparatus for assisting childbirth*. Brevet US. 5649934. 22/07/1997.

[SORAB 88] SORAB J., ALLEN R.H., GONIK B. *Tactile Sensory Monitoring of Clinician-Applied Forces During Delivery of Newborns.* IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1988, vol. 35, n° 12, pp 1090-1093.
ISSN 0018-9294.

[SORAB 89] SORAB J., ALLEN R.H. GONIK B. *Modeling Human Birth to Study the Effects of Clinician-Applied Forces*. " Advances in Biomechanics, 1989, vol. BED-15, pp. 29-30.

[STEINBERG 93] STEINBERG M.D., COOKE E.D. *Design and evaluation of a device for measurement of interface pressure.* Journal of Biomedical Engineering, 1993, vol. 15, n° 6, pp. 464-468.

[SVENNINGSEN 87] SVENNINGSEN L, LINDEMANN R., EIDAL K. et al. *Neonatal retinal hemorrhages and neurobehavior related to tractive force in vacuum extraction.* Acta obstetricia et gynecologica Scandinavica., 1987, vol. 66, n° 2, pp. 165-169.

[SUNG 03] SUNG W.H., FUNG C.P., CHEN A.C. et al. *The assessment of stability and reliability of a virtual reality-based laparoscopic gynecology simulation system*. European journal of gynaecological oncology, 2003, vol.24, n° 2, pp. 143-146.

[SWEENEY 93] SWEENEY K., COLLIN M. *Manikin construction*. Brevet: US 5195896. 23/03/1993.

[TAKASHINA 97] TAKASHINA T, SHIMIZU M, KATAYAMA H. *A new cardiology*

patient simulator. Cardiology, 1997, vol. 88, n° 5, pp. 408-413.

[THIBAULT 99] THIBAULT K.L. KURTZ S.M. RUNGE C.F. et al. *Material properties of the infant skull and application to numerical analysis of pediatric head injury*. IRCOBI Conference, Stiges, Espagne, September 1999, pp. 73-82.

[THOULON 91] THOULON J.-M. *Le monitorage électronique fœtal La cardiotocographie*. 2ème ed. Paris : MASSON, 1991.
ISBN 2-225-82251-4

[ULLERY 63] ULLERY J., TETERIS N., BOTSCHNER A. et al. *Traction and compression forces exerced by obstetric forceps and their effect on fetal heart rate*. American journal of obstetrics and gynecology, 1963, vol..85, n° 8, pp. 1066-1070.

[VAN MEURS 97] VAN MEURS W.L., GOOD M.L., LAMPOTANG S. *Functional anatomy of full-scale patient simulators*. Journal of Clinical Monitoring, 1997, vol. 13, n° 5,pp. 317-324.

[VARLET 97a] VARLET E., CHAILLOU C., DUBOIS P. et al. *Étude d'un simulateur pour l'apprentissage de l'echo-endoscopie digestive*. Innovation et Technologie en Biologie et Médecine, 1997, vol. 18, n°1, pp. 59-69.

[VARLET 97b] VARLET E., CHAILLOU C., DUBOIS P. et al. *A simulator for initial training in ultrasound endoscopy*. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 14-19/09/1997, Nice, France.

[WEIDENBACH 04] WEIDENBACH M., TROCHIM S., KREUTTER S. et al. *Intelligent training system integrated in an echocardiography simulator*. Computers in Biology and Medicine, 2004, vol. 34, n° 5, pp. 407-425.

[WEN 01] WEN S.W., LIU S., KRAMER M.S. et al. *Comparison of maternal and infant outcomes between vacuum extraction and forceps deliveries*. American journal of epidemiology, 2001, vol. 153, n° 2, pp.103-107.
ISSN 0002-9262.

[WILLIAMS 91] WILLIAMS M.C., KNUPPEL R.A., O'BRIEN W.F. et al. *A randomised comparison of assisted vaginal delivery by obstetric forceps and polyethylene vacuum cup*. Obstetrics & gynecology, 1991, vol. 78, n° 5 Pt 1, pp. 789-794.

[WOOD 71] WOOD J.L. *Dynamic response of human cranial bone*. Journal of Biomechanics, 1971, vol.4, n° 1, pp.1-12.

[WYLIE 63] WYLIE B. *Forceps traction, an index of birth difficulty*. American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1963, vol. 86, n°. 1, pp. 38-42.

[WU 04] WU J.Z., DONG R.G., SCHOPPER, A.W. *Analysis of effects of friction on the deformation behaviour of soft tissues in unconfined compression*

tests. Journal of Biomechanics. 2004, vol. 37, n° 1, pp. 147-155.

[ZAMBELLI 03] ZAMBELLI P.-Y., BREGAND C., DEWARRAT S. et al. *Planning and navigation solution in resurfacing hip surgery: A way to reduce the surgical approach*. Poster session, 3rd Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery, Juin 2003, Marbella, Espagne.

Annexe A : Variétés des présentations

Occipito-antérieures (OIGA et OIDA)

Description de la variété OIGA, lors de l'accouchement la tête fœtale peut arriver avec la présentation du sommet en OIGA (figure A.1). Pendant l'*engagement* la tête a subi deux phénomènes préparatoires :

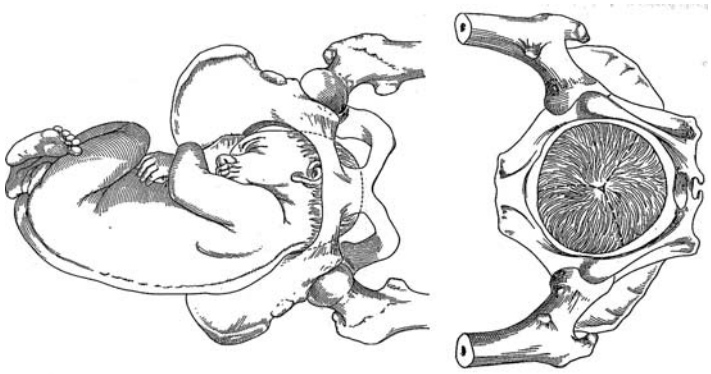


Figure A.1 - *Présentation du sommet en OIGA : flexion parfaite de la tête [MERGER 95].*

- L'orientation de son grand axe suivant le diamètre oblique gauche du bassin qui mesure 12 cm. L'occiput est en avant, sa courbure arrondie s'adapte bien à l'arc antérieure du bassin.
- L'amoindrissement (figure A.2) qui est assuré par la flexion de la tête. Au diamètre occipito-frontral de 11,5 cm se substitue le sous-occcipito-brématique de 9,5 cm si la flexion est marquée. Le diamètre céphalique devient plus petit que le diamètre pelvien correspondant.

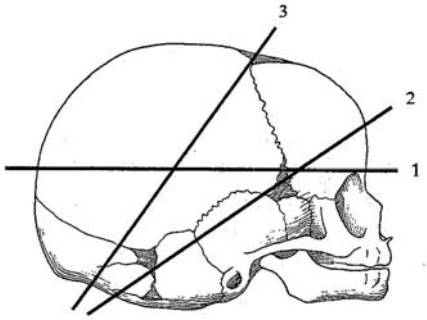


Figure A.2 - *Amoindrissement de la tête fœtale (1 : occipito-frontral ; 2 : sous-occipito-frontral ; 3 : sous-occipito-brematique) [MERGER 95].*

La tête descend alors suivant l'axe ombilico-coccygien ; la tête tourne de 45° de gauche à droite par un mouvement de spirale. La tête est dès lors en occipito-pubienne (OP) (figure A.3 et A.4).

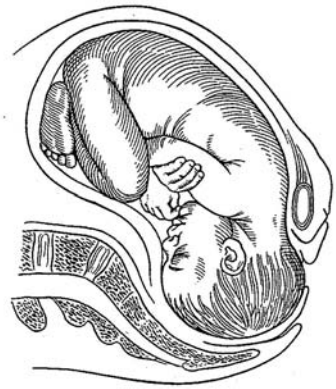


Figure A.3 *- Présentation du sommet : descente et rotation en OP [MERGER 95].*

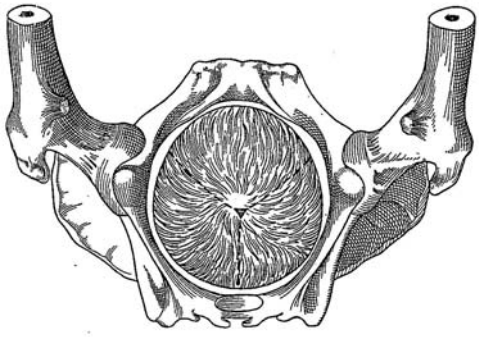


Figure A.4 *- Présentation en OP [MERGER 95].*

Le dégagement est marqué par le changement de direction de la progression, le changement d'attitude de la tête (figure A.5)et l'ampliation du périnée. À ce moment la tête se défléchit progressivement, la nuque prenant appui sous la symphyse (figure A.6).

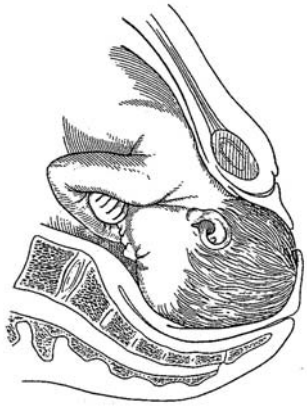


Figure A.5 *- Présentation du sommet : dégagement ; le sous-occiput arrive sous la symphyse [MERGER 95].*

Figure A.6 - *Présentation du sommet : dégagement ; déflexion de la tête [MERGER 95].*

Occipito-postérieures (OIGP et OIDP)

Les variétés postérieures sont volontiers dystociques et méritent d'être distinguées.

Dans la variété OIDP (figure A.7) l'engagement de la tête se fait selon le plus grand axe de la présentation, qui s'engage dans le diamètre oblique gauche du bassin. L'occiput est en arrière et le front en avant.

Le front n'a pas suivi la réaction pelvienne qui solliciterait sa flexion. L'attitude générale du fœtus est en moins bonne flexion. Du fait de *l'imparfaite flexion,* ce sont donc des diamètres fœtaux plus grands qui sont confrontés au bassin maternel.

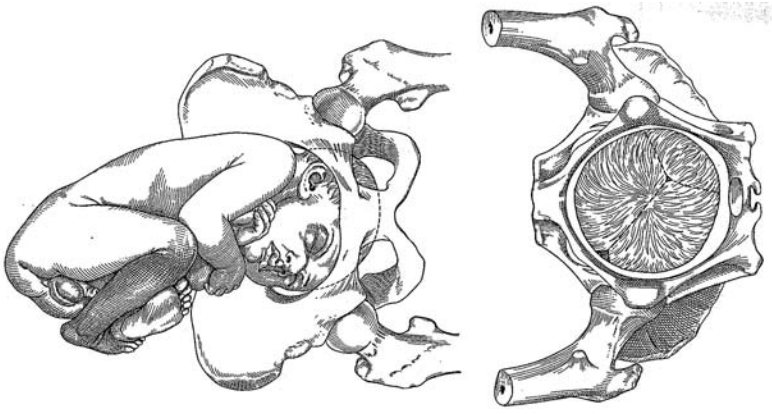


Figure A.7 - *Présentation du sommet en OIDP : flexion imparfaite de la tête [MERGER 95].*

Même dans les variétés postérieures, la rotation se fait le plus souvent en avant. **Mais l'occiput doit tourner de 135° dans les sens des aiguilles d'une montre et non pas seulement de 45° comme dans les variétés antérieures. L'ampleur de cette rotation qui est trois fois celle nécessaire aux présentations antérieures explique pourquoi les présentations postérieures correspondent souvent à des travails plus longs.** Mais la tête peut aussi se dégager en OS : la tête est orientée dans le diamètre antéro-postérieur du bassin. Le front arrive sous la symphyse (figure A.8). Alors grâce à son mouvement accentué de

flexion de la tête, l'occiput, qui est en arrière, parcourt la face antérieure du sacrum, puis le périnée. La zone de contact avec le bord inférieur de la symphyse, peut être le front ou même la racine du nez. Ce point de contact sert de pivot à la tête pour qu'elle puisse effectuer son mouvement de flexion (figure A.9). Ce mouvement amène le sous-occiput en contact avec la vulve. C'est alors que la tête se défléchit et commence à sortir de la vulve (figure A.10).

Figure A.8 - *Présentation du sommet : dégagement en OS, le front arrive sous la symphyse [MERGER 95].*

Figure A.9 - *Flexion de la tête : le sous-occiput parcourt le périnée d'arrière en avant [MERGER 95].*

Figure A.10 - *Déflexion de la tête autour de la vulve [MERGER 95].*

Dans la variété **OIGP** (figure A.11) le mécanisme d'accouchement est le même que celui de l'OIDP, mais l'engagement se fait dans le diamètre oblique droit et la rotation intrapelvienne s'effectue en sens inverse des aiguilles d'une montre. Les variétés en OIGP sont souvent moins bien fléchies. La rotation en OS est particulièrement fréquente. Les arrêts de la progression et les défauts de rotation sont fréquents, d'où une plus grande fréquence ***des extraction instrumentales***.

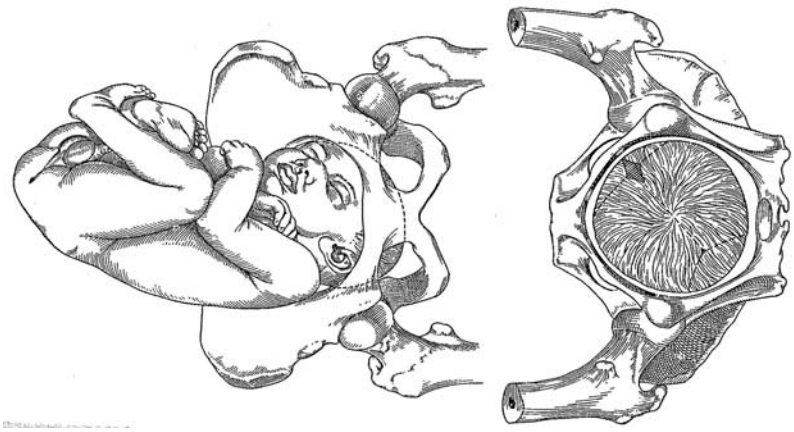


Figure A.11 - Présentation du sommet en OIGP : flexion imparfaite de la tête [MERGER 95].

Annexe B : Réflexions sur l'application symétrique des forceps

Dupuis décrit que sur dix ans, 53 cas (0.038 %) des embarrures crâniennes ont été recensés dans les services de neurochirurgie de Lyon et Paris [DUPUIS 03b]. 85% des cas étaient des embarrures unilatéral, c'est qui nous laisse supposer une application asymétriques des forceps (figure B.1). Pour comprendre ce problème nous avons fait une réflexion sur le problème de manière à mieux comprendre le risque sur le crâne des nouveau-nés. Cette réflexion reste purement empirique et théorique.

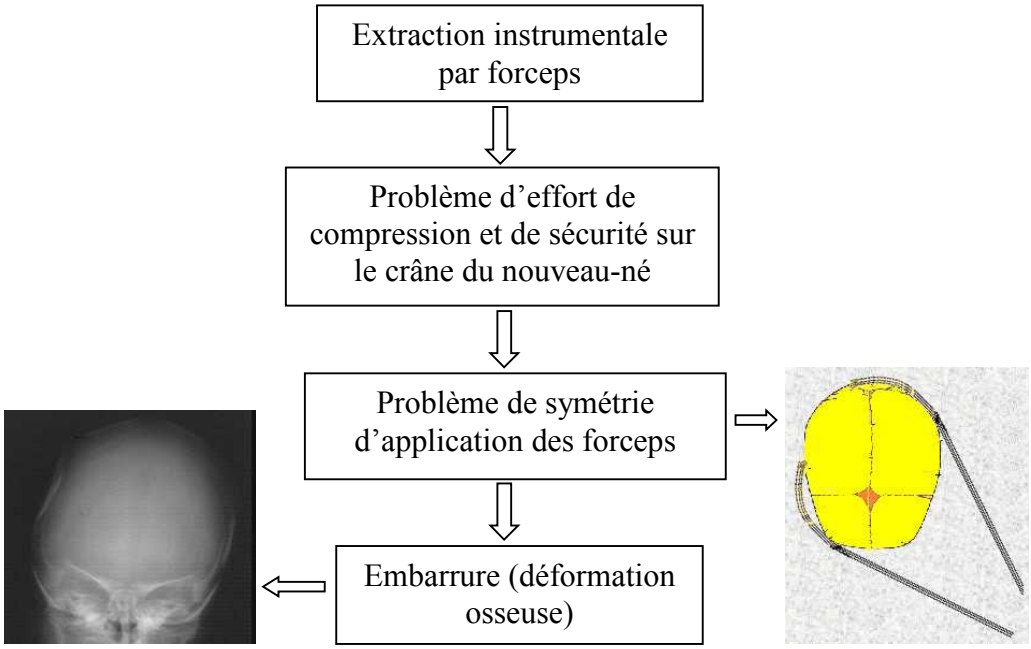

Extraction instrumentale par forceps
Problème d'effort de compression et de sécurité sur le crâne du nouveau-né
Problème de symétrie d'application des forceps
Embarrure (déformation osseuse)

Figure B.1 *- Schéma d'application du forceps.*

B.1 Application des forceps

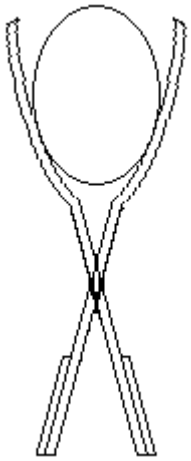
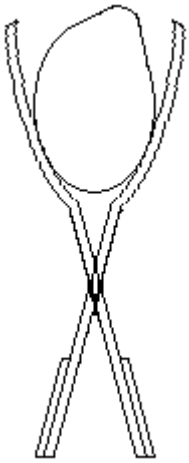
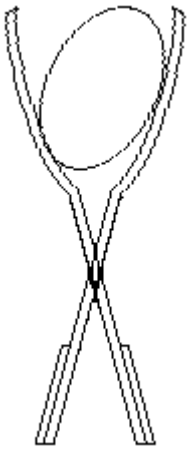
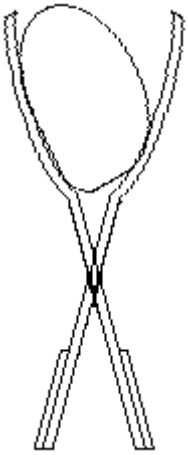
Pendant l'accouchement le crâne fœtal est soumis à une pression. Cette pression de compression est due aux efforts exercés par la paroi pelvienne autour de la tête. Si la parturiente a besoin d'une extraction par forceps, le médecin accoucheur vient rajouter une force compressive sur la tête du nouveau-né. En plus des efforts compressifs (σ), il existe les phénomènes de frottement entre chaque corps (efforts de cisaillement dû à la traction).

B.2 Analyse mécanique d'application des forces sur le crâne

Pour comprendre le phénomène d'application symétrique et asymétrique des forceps sur le crâne, une analyse mécanique des efforts de compression sur le crâne a été réalisé.

Les forceps peuvent être appliquées de manière **symétrique ou asymétrique** sur la tête fœtale, en plus la tête fœtale n'est pas toujours symétrique, elle peut avoir des bosses séro-sanguine, alors elles deviennent asymétriques. Dans le tableau B.1, nous avons regrouper en 4 cas les différentes possibilités d'application des forceps sur un tête de nouveau né.

Tableau B.1 - Application des forceps sur des tête symétriques et non symétriques.

		Anatomie de la tête fœtale	
		Symétrique	Asymétrique
Type d'application	Symétrique	 cas 1	 cas 2
	Asymétrique	 cas 3	 cas 4

Dans le cas 1, nous avons une application des forceps symétriques et la tête est aussi symétrique, c'est le cas parfait d'extraction par forceps.

Dans le cas 2, la tête est asymétrique, le médecin a une difficulté en plus pour réaliser le diagnostic de la présentation dû à la bosse séro-sanguine.

Dans le cas 3, nous avons une configuration typique d'une erreur de diagnostic de la présentation de la tête, le médecin accoucheur juge que la tête est en position OP et en réalité la tête en position oblique (OIGA, OIDA, OIGP, OIDP) et alors il réalise une mauvaise application des forceps.

Dans le cas 4, nous avons une application asymétrique du forceps sur une tête asymétrique.

Alors ces efforts produits par les forceps sur la tête du nouveau-né peuvent être appliqués de manière dangereuse ou non, pour pouvoir classer ces efforts nous ferons déférentes analyses avec 4 situations et ensuite nous montrerons dans le tableau B.2 le récapitulatif de ces analyses.

Pour faciliter la compréhensions des différentes analyses nous prenons les hypothèses suivantes :

- actions mécaniques réparties sur la surface d'application ;
- résultante passant par une ligne d'action ;
- efforts résultants F1 et F2 ont les mêmes module. F1 = F2 ;
- surface de contact : S.

Analyse 1 : La tête fœtale admet le même matériau isotrope et homogène. Les os pariétal et frontal du crâne ont le même module de Young (E1=E2=3.81Gpa).

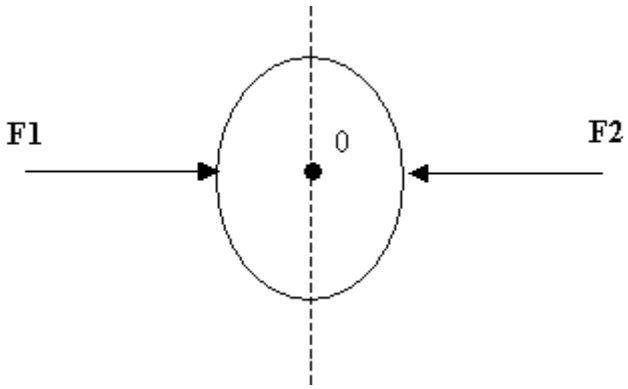


***Figure B.2** - Application des efforts de manière symétrique.*

Analyse 2 : Dans cette analyse nous pouvons avoir deux possibilités, la tête fœtal a le même matériau (2.1) et l'autre cas (2.2) la tête fœtale a des matériaux différents (os frontal et maxillaire ou os pariétal et maxillaire), les modules de Young sont différents: $E1 \neq E2$.

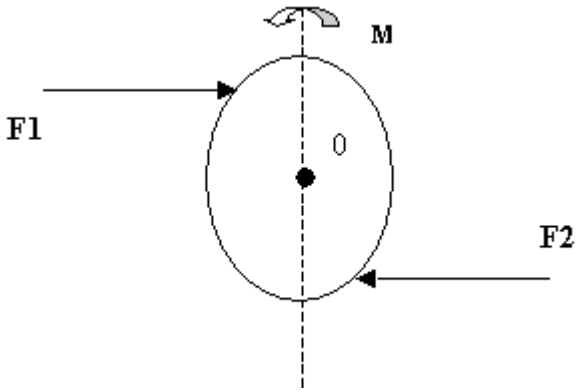


Figure B.3 - *Application des efforts de manière asymétrique.*

Analyse 3 : La tête a le même matériau. Mais l'effort **F2** est appliqué avec un angle de Φ.

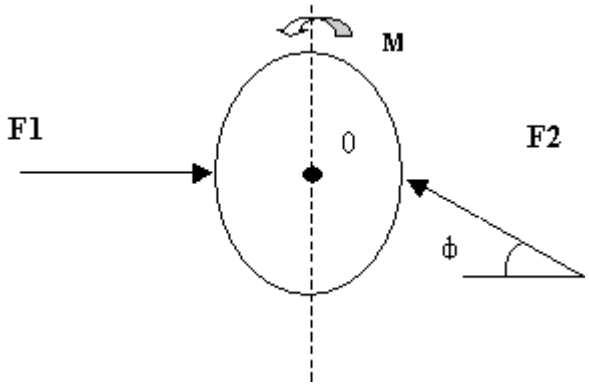


Figure B.4 - *Application des efforts sur une ligne de direction sécante.*

Analyse 4 : Application des efforts de manière asymétrique sur une ligne de direction sécante. La tête fœtal a le même matériau (4.1) et dans l'autre cas (4.2) la tête fœtale a des matériaux différents (os frontal et maxillaire ou os pariétal et maxillaire).

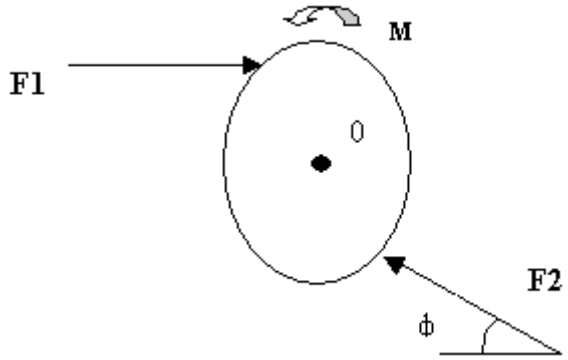


Figure B.5 - *Application des efforts asymétriques sur une ligne de direction sécante.*

Tableau B.2 - Récapitulatif d'application des forceps sur chaque configuration.

	Module de Young (Gpa)	**Composantes de la résultante (N)**		**Moment (N.m)**	**Tension (Pa)**	**Déformation spécifique**	**Danger pour le crâne**
		x	y				
Analyse 1	E1 = E2	F1x = F2x	0	0	$\sigma 1 = \sigma 2$	$\varepsilon 1 = \varepsilon 2$	-
Analyse 2.1	E1 = E2	F1x = F2x	0	M	$\sigma 1 = \sigma 2$	$\varepsilon 1 = \varepsilon 2$	+
Analyse 2.2	E1 ≠ E2	F1x = F2x	0	M	$\sigma 1 = \sigma 2$	$\varepsilon 1 \neq \varepsilon 2$	++
Analyse 3	E1 = E2	F1x ≠F2x	F2y	M	$\sigma 1 \neq \sigma 2$	$\varepsilon 1 \neq \varepsilon 2$	+++
Analyse 4.1	E1 = E2	F1x ≠ F2x	F2y	M	$\sigma 1 \neq \sigma 2$	$\varepsilon 1 \neq \varepsilon 2$	++++
Analyse 4.2	E1 ≠ E2	F1x ≠ F2x	F2y	M	$\sigma 1 \neq \sigma 2$	$\varepsilon 1 \neq \varepsilon 2$	+++++

Comme nous pouvons vérifier avec le tableau B.2, les analyses 3, 4.1 et 4.2 sont celles que causent le plus grand danger sur le crâne du nouveau-né lors d'une extraction par forceps. Cela démontre que **l'application asymétrique des forceps** est totalement déconseille (figure B.6).

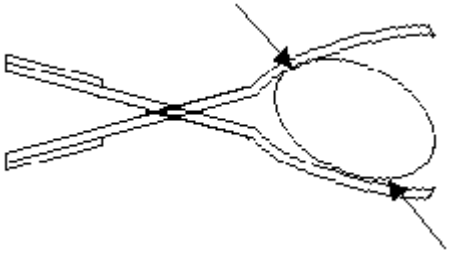


Figure B.6 - *Application asymétrique des forceps.*

Annexe C : Procédures d'extraction par forceps dans différentes présentations

C.1 Prise en occipito-pubienne (OP) (figure C.1).

Mise en place des branches (figures C.2 à C.6)

Avec le Tarnier, on introduit d'abord la branche gauche. Avec le Suzor, on introduit indifféremment l'une ou l'autre branche.

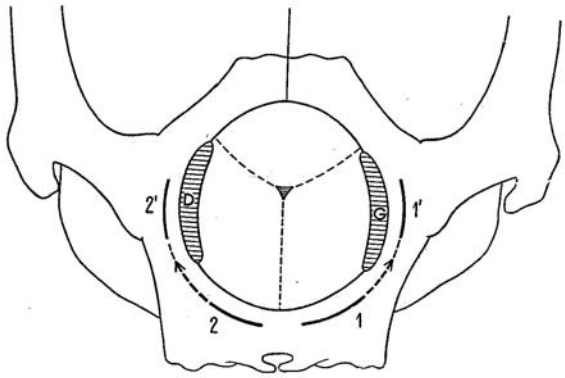


Figure C.1 - *Application du forceps en OP : schéma du mouvement des cuillères et de leur position [MERGER 95].*

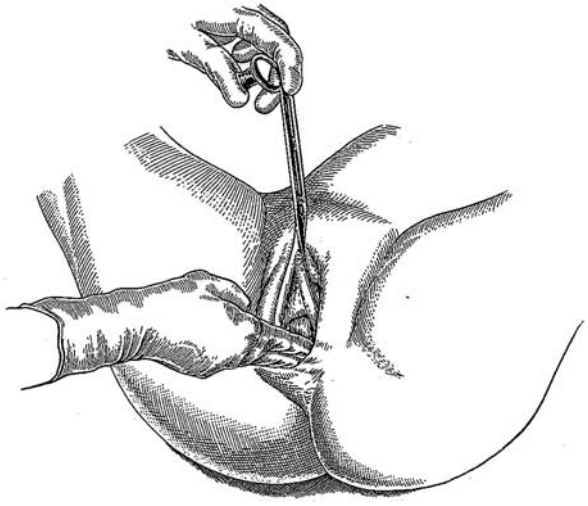


Figure C.2 - *Application du forceps Suzor en OP : application de la première cuillère [MERGER 95].*

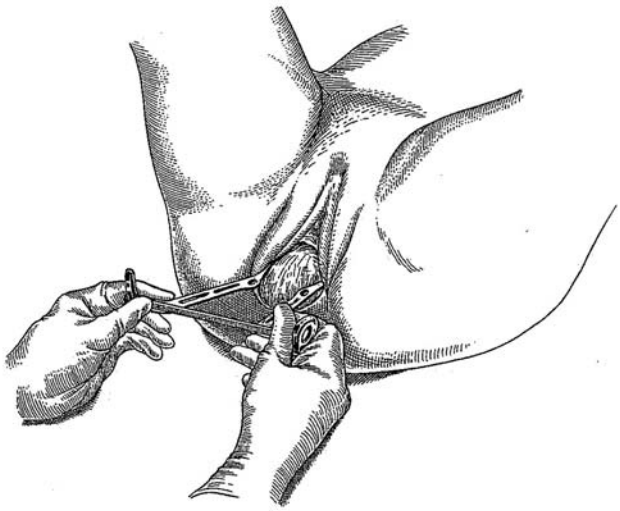


Figure C.3 - *Application du forceps Suzor en OP : achèvement de la descente en exerçant de petites tractions contemporaines des efforts expulsifs [MERGER 95].*

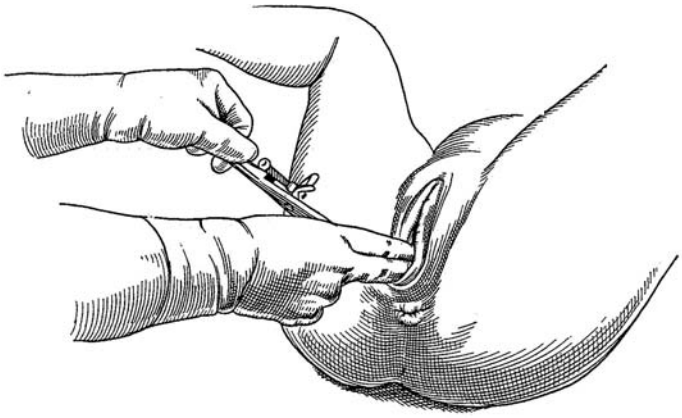


Figure C.4 - *Application de forceps Tarnier en OP : mise en place de la cuillère gauche [MERGER 95].*

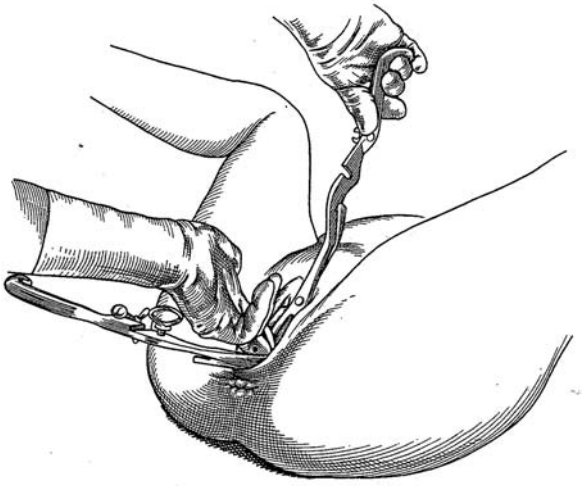


Figure C.5 - *Application de forceps en OP : introduction de la deuxième branche (droite) [MERGER 95].*

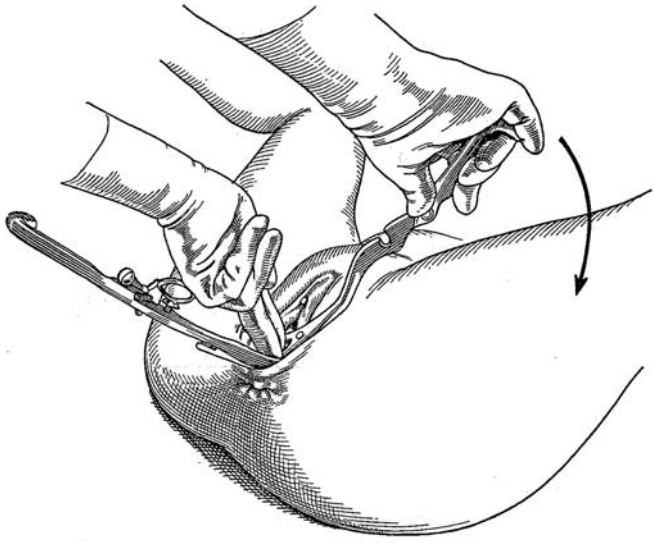


Figure C.6 - *Application de forceps en OP : mise en place de la cuillère droite avec mouvement d'abaissement du manche [MERGER 95].*

Articulation

Si la prise est bonne, le pivot de la branche gauche du Tarnier se place aisément sur l'encoche de la branche droite puis serrage de la vis d'articulation puis de la vis de pression (figure C.7).

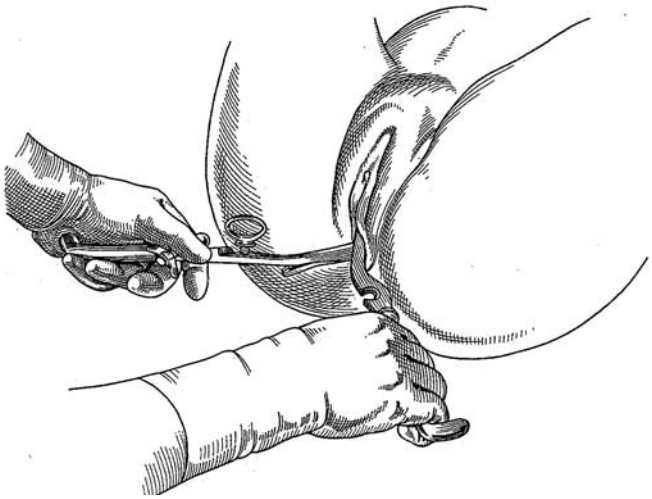


Figure C.7- *Application du forceps en OP : articulation des branches [MERGER 95].*

Extraction

Les tractions sont exercées sur le palonnier du tracteur du Tarnier. Les tractions seront lentes, progressives, modérées, intermittentes. Les tractions seront dirigées vers le bas lorsque la tête est encore dans l'excavation. (figure C.8 et C.9). La tête se dégage progressivement de l'anneau vulvaire. Il faut alors retirer le tracteur, saisir le forceps et poursuivre la traction en

redressant progressivement les manches vers le ventre de la mère (figure C.10). Dès que le menton est visible, le forceps doit être désarticulé et nous devons le retirer (figure C.11).

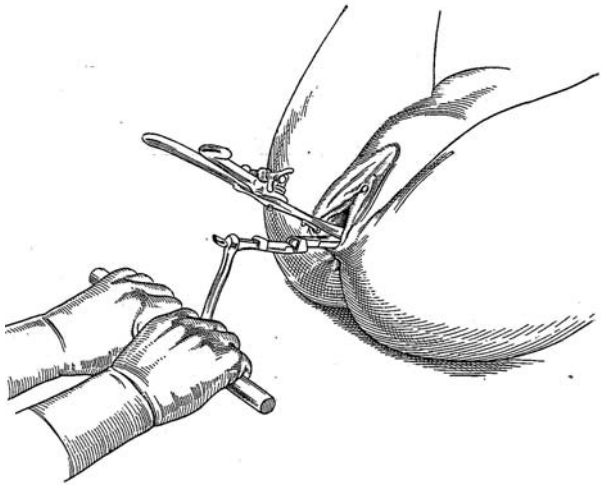


Figure C.8 - *Application de forceps en OP : après articulation du tracteur, traction vers le bas pour achever la descente de la tête [MERGER 95].*

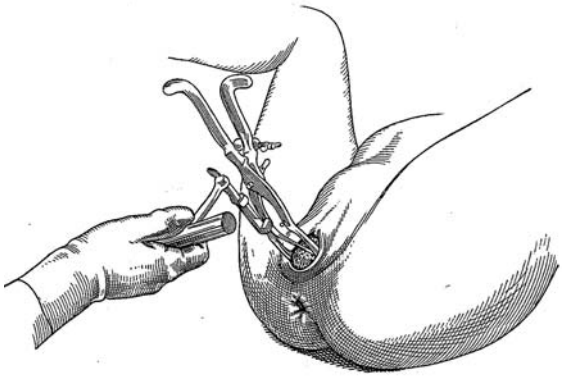


Figure C.9 - *Application de forceps en OP : la mise en place des forceps suit le redressement spontané des branches [MERGER 95].*

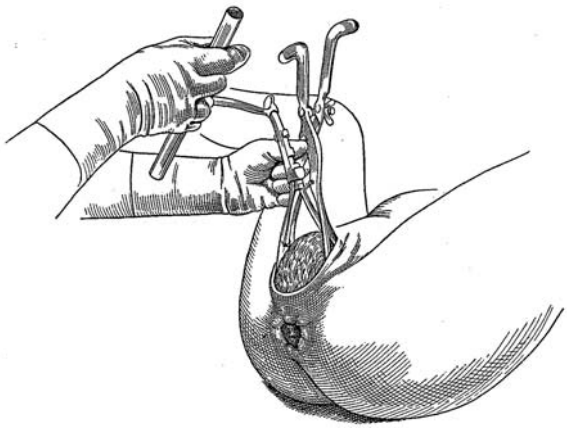


Figure C.10 - *Application de forceps en OP : suite de l'extraction [MERGER 95].*

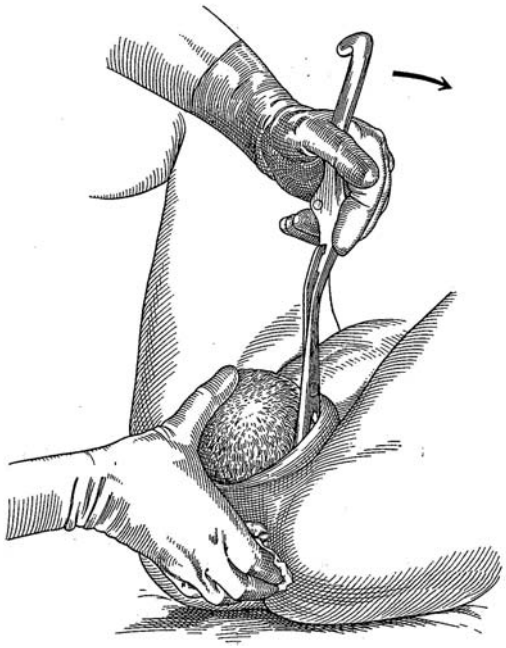


Figure C.11 - *Application de forceps en OP : fin de l'extraction[MERGER 95].*

C.2 Prise en occipito-sacrée (OS) (figure B.12)

Quand nous avons une prise en OS, il faut mettre en place des branches, suivi de l'articulation, et pour finaliser une vérification comme en OP. L'extraction peut se faire directement en *OS* ou en *OP* après **rotation** de la tête.

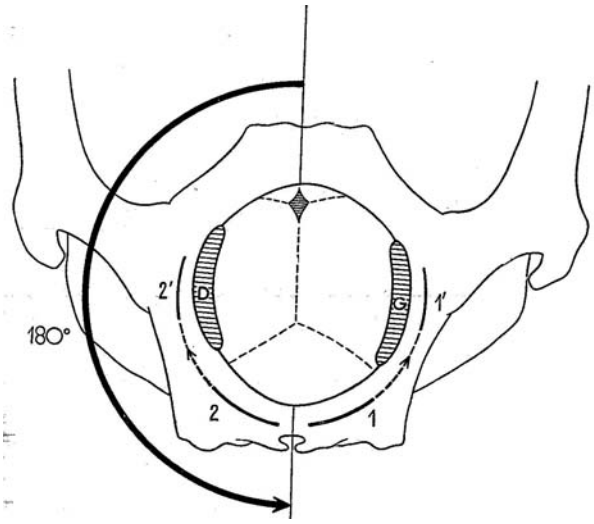


Figure C.12 - *Application de forceps en OS : schéma d'application des cuillères et de la rotation de 180° [MERGER 95].*

Après **une rotation de 180°** la tête arrive en OP, le forceps se trouve à l'envers. (figure C.13), le forceps est enlevé ; si la rotation a été faite sur le périnée l'extraction peut se faire manuellement en OP ; si la rotation a été faite à un niveau plus élevé l'extraction nécessite de reposer le forceps en OP.

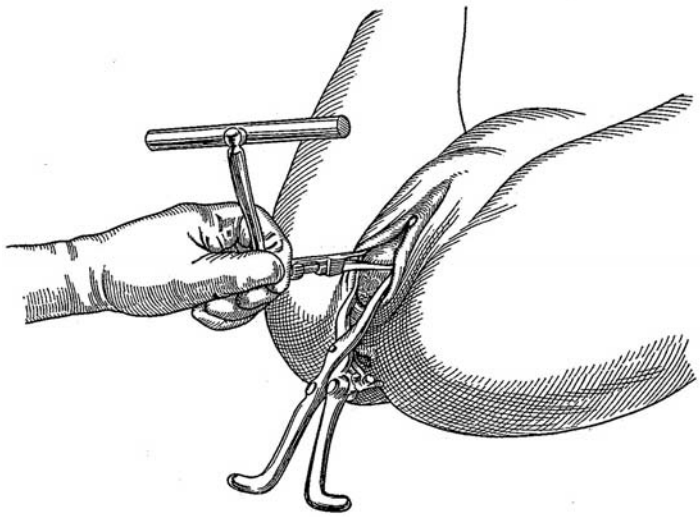


Figure C.13 - *Application des forceps en OS : fin de la rotation, le forceps se trouve à l'envers [MERGER 95].*

Le choix du type d'extraction, en OP ou en OS dépend des circonstances et du type de manœuvre. Plus le risque périnéal est grand (durée de la deuxième phase du travail supérieur à 120 minutes) plus l'extraction en OP est souhaitable.

C.3 La tête est en position oblique (OIGA/OIDA/OIDP/OIGP)

Dans ces cas et quelque soit la variété on doit retenir que :

- le geste réalisé pour la branche antérieure et celui réalisée pour la branche postérieure sont deux gestes distincts
- c'est toujours la cuillère postérieure qui est positionnée en premier
- la rotation est nulle pour la cuillère postérieure, elle est comprise entre 90 et 180° pour la cuillère antérieure.
- une fois le forceps en place l'entablure des branches est dans un plan oblique
- -l'extraction nécessite non seulement une traction axiale mais aussi une rotation d'amplitude variable selon la variété.

OIGA (figure C.14)

Cuillère postérieure : elle est placée en premier dans le sinus sacro-iliaque gauche , la branche a un mouvement d'abaissement et d'enfoncement mail il n'y a pas de rotation.
Cuillère antérieure : elle débute dans le sinus sacro-iliaque droit puis réalise un mouvement de rotation et d'abaissement, la rotation est comprise entre 90 et 180°. Ce geste complexe est nécessaire pour emmener la cuillère en avant. Ce mouvement est appelée « ***tour de spire*** » de Mme Lachapelle, c'est dans l'espace un *mouvement de spirale.* Une fois en position

l'entablure des manches est inclinée(figure C.15). L'utilisation du forceps instrumenté par le capteur position 6ddl permet la visualisation de cette trajectoire.
L'extraction est faite avec une **rotation de 45°** suivant un mouvement de gauche à droite qui amène la tête en OP (figure C.16) [DUMONT 88] [MERGER 95] [LEMETAYER 00].

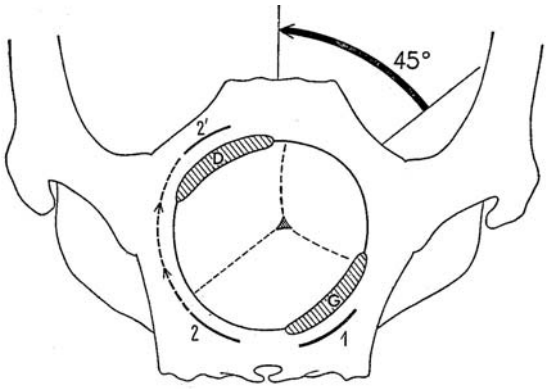


Figure C.14 - *Application de forceps en OIGA, schéma d'application des cuillères et de la rotation de la tête de 45° [MERGER 95].*

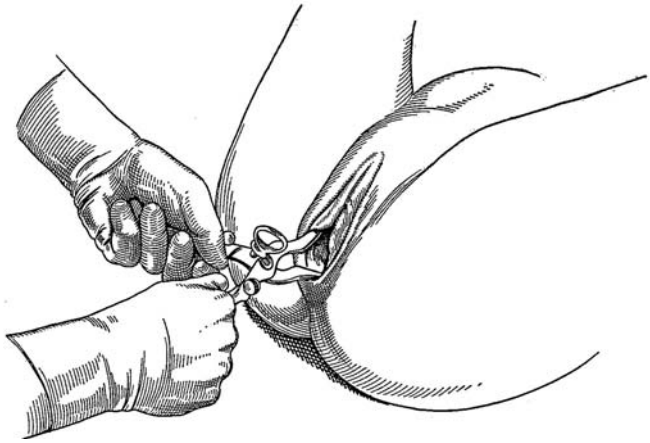


Figure C.15 - *Application de forceps en OIGA : traction vers le bas [MERGER 95].*

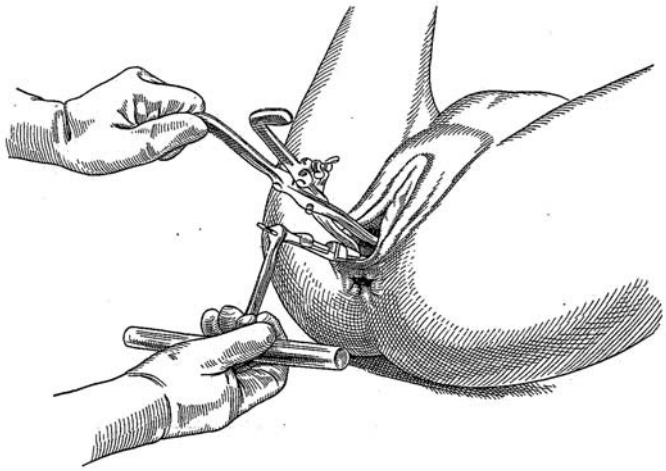


Figure C.16 - *Application de forceps en OIGA : rotation en OP [MERGER 95].*

OIDA (figure C.17)

C'est une variété assez rare, en effet l'OIDA n'était presque jamais une position d'engagement, elle résulte le plus souvent d'un arrêt de la rotation après un engagement en OIDP ou en OIDT. L'extraction comporte une rotation en avant de 45° de droite à gauche et une extraction en OP. Les cuillères sont posées avec les même principes que pour l'OIGA.

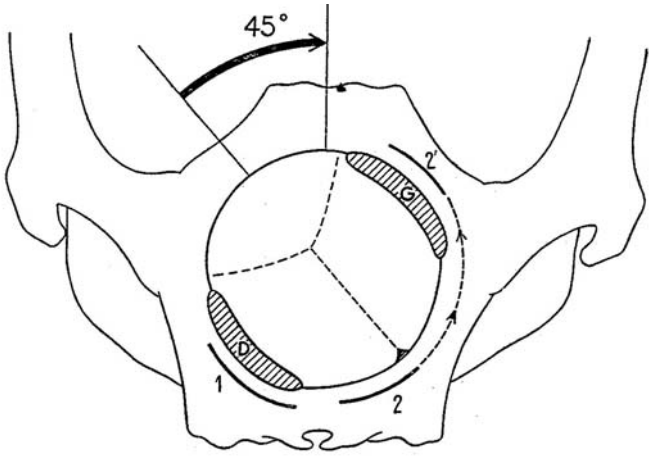


Figure C.17 - *Application de forceps en OIDA : schéma de l'application des cuillères et de la rotation de 45° [MERGER 95].*

OIDP (figure C.18)

L'engagement occiput en arrière et latéralement nécessite pour obtenir un dégagement en OP une rotation de 135°. L'imperfection de la flexion est la règle dans ces présentations elle entraîne souvent des défauts de rotation et nécessite souvent le recours à une extraction instrumentale. Après la rotation de 135°, le forceps se retrouve à l'envers. Il faudra alors retirer le forceps et faire une nouvelle prise en OP.

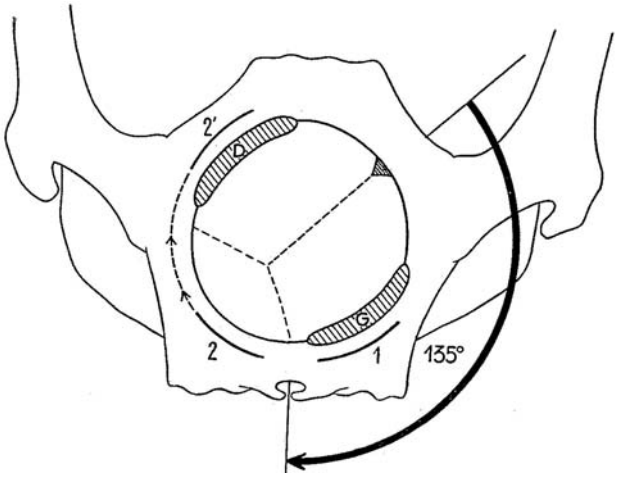


Figure C.18 - *Application de forceps en OIDP : schéma de l'application des cuillères et de la rotation de 135° [MERGER 95].*

Si le défaut de rotation est liée à une mauvaise flexion la rotation de 135° est facile, mais le défaut de rotation peut également être du à une tête relativement volumineuse ou à un bassin étroit de type ovale, dans ces cas la rotation n'est pas possible et doit être abandonnée. Dans ces cas il faut soit effectuer une rotation de 45° et extraire le fœtus en OS soit réaliser une césarienne.

OIGP (figure C.19)

Cette variété est moins fréquente que la précédente, mais les principes de la pose du forceps sont les mêmes.

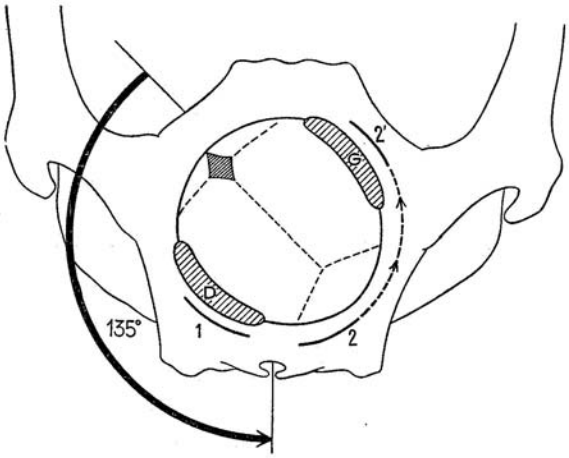


***Figure C.19** - Application de forceps en OIGP : schéma des cuillères et rotation de 135° [MERGER 95].*

C.4 La tête en variété transverse

Prise en OIDT et en OIGT (figure C.20 et C.21)

Ces variétés sont particulièrement dangereuses et ceci pour quatre raisons.

1. le diagnostic d'engagement peut être porté par excès alors même que la tête n'est pas engagée, il peut donc s'agir ici d'une présentation non engagée posée sur le détroit supérieur ce qui contre indique formellement l'extraction instrumentale.
2. il peut également s'agir de variétés obliques qui comportent un asynclitisme postérieure ou antérieure, dans ces cas la pose du forceps est possible mais nécessite un entraînement important avec parfaite réalisation du tour de spire.
3. si il s'agit véritablement d'une variété transverse, la prise symétrique est impossible et devient donc automatiquement dangereuse. Elle devrait donc être à notre avis contre indiquée sauf si la tête peut être repositionnée en variété oblique.
4. Il peut s'agir d'une tête qui c'est engagé en OIDP ou OIGP et dont la rotation s'est arrêtée en transverse, ou exceptionnellement d'une tête qui s'est engagée en transverse sur un bassin transversalement rétréci.

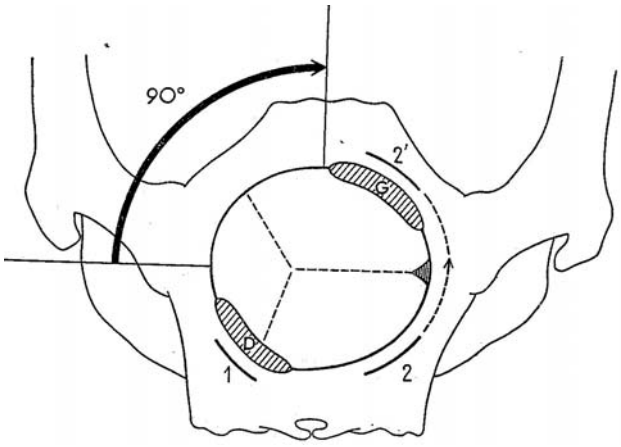


Figure C.20*- Application de forceps en OIDT : l'application des cuillères conduirait à une prise asymétrique et ne doit pas être réalisée [MERGER 95].*

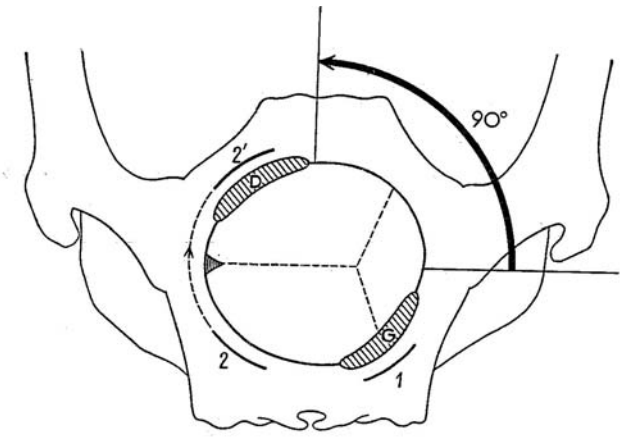


Figure C.21 - *Application de forceps en OIGT : l'application des cuillères conduirait à une prise asymétrique et ne doit pas être réalisée [MERGER 95].*

Annexe D : Questionnaire de l'enquête AURORE

Nom de l'obstétricien **(facultatif)**….. Adresse de la maternité **(facultative)…….**

Question 1 : Dans VOTRE pratique la fréquence d'utilisation de chacun de ces instruments est : (Entourer les bonnes réponses : une seule réponse possible par ligne)

Forceps croisé avec tracteur	JAMAIS	Exceptionnellement	PARFOIS	FREQUEMMENT	EXCLUSIVEMENT
Forceps croisé sans tracteur	**JAMAIS**	**Exceptionnellement**	**PARFOIS**	**FREQUEMMENT**	**EXCLUSIVEMENT**
Forceps parallèle	JAMAIS	Exceptionnellement	PARFOIS	FREQUEMMENT	EXCLUSIVEMENT
Spatules	**JAMAIS**	**Exceptionnellement**	**PARFOIS**	**FREQUEMMENT**	**EXCLUSIVEMENT**
Ventouse à cupule rigide	JAMAIS	Exceptionnellement	PARFOIS	FREQUEMMENT	EXCLUSIVEMENT
Ventouse à cupule souple	**JAMAIS**	**Exceptionnellement**	**PARFOIS**	**FREQUEMMENT**	**EXCLUSIVEMENT**

- **Question 2 :Vous pensez que votre formation aux méthodes d'extraction instrumentale a été : (Donner une valeur numérique comprise entre 0 = mauvaise formation et 10=excellente formation)**

Valeur de la formation = ……../10

- **Question 3 : Lors de la formation d'obstétricien l'apprentissage des techniques d'extraction sur simulateur vous paraît : (Entourer LA bonne réponse)**

- Sans intérêt
- Intéressante

- **Question 4 : Concernant le Diplôme de Mécanique et Technique Obstétricale (de Besançon ou Paris) : (Entourer LA bonne réponse)**

- Je possède ce diplôme
- Je ne possède pas ce diplôme

- **Question 5 (Réponse FACULTATIVE) : Pendant l'année 2002 avez-vous eu des complications** néonatales **liées a une extraction instrumentale ?**

Instrument responsable	**paralysie faciale**	**Lésions oculaires**	**Embarrures crâniennes**	**lésions cutanées**	**Hématomes extensifs du scalp**	**Décès néonatal**
Forceps	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :
Ventouse	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :	OUI / NON Nombre :

Annexe E : Simulateurs médicaux

Simulateurs médicaux

	Simulateurs	Laboratoire / Entreprise	Commercialisé	Pays	Année	Spécialité / Domaine	Type de Système	Système de positionnement des instruments	Référence
1	AccuToouch Bronchoscopy	Immersion	oui	États Unis	2001	Bronchoscopie	SVRE	x	http://www.immersion.com/medical/]
2	Cardiology patient Simulator	Japanese Educational Clinical Cardiology Society	?	Japon	1990	Cardiologie	SAIV	x	[TAKASHINA 97].
3	Laparoscopy Simulator	Immersion	oui	États Unis	2001	Chirurgie abdominale	SVRE	x	http://www.immersion.com/medical/
4	Vaisseaux abdomen	Elastra	oui	Suisse	?	Chirurgie Minimalement invasive	SA	x	[ELASTRA 04]
5	SPIC	Laboratoire Simulateurs Médicaux Pédagogiques	non	France	1996	Cœlioscopique à visée gynécologique	SVRE	x	[JAMBON 97]c
6	URO Mentor	Simbionix	oui	États Unis	1992	cystoscopie urétéroscopie	SVRE	x	http://www.simbionix.com/
7	Échocardiogramme	Fraunhofer Institute for Applied Information Technology	non	Allemagne	2004	Échocardiogramme	SVRE	Capteurs électromagnétiques	[WEIDENBACH 04].
8	SPEED	Laboratoire Simulateurs Médicaux Pédagogiques	non	France	1996	Écho-endoscopie digestive	SVRE	Capteurs électromagnétiques	[VARLET 97b]

	Simulateurs	Laboratoire / Entreprise	Commercialisé	Pays	Année	Spécialité / Domaine	Type de Système	Système de positionnement des instruments	Référence
9	Ultrasim®	MedSim	oui	Israël	1994	Échographie	SVRE	x	[CLAUDON 00]
10	VEST	Forschungszentrum Karlsruhe	?	Allemagne	1995	Endoscopie – Chirurgie Minimalement invasive	SVRE	x	[KUHNAPFEL 95]
11	MISSIMU	Projet Européen	non	Europe	1998	Endoscopie – Chirurgie Minimalement invasive (gastro-intestinal et urologie)	SVRE	x	[KAROUIA 04].
12	ERCP	GIT/MCG	non	États Unis	1996	Endoscopique gastro-intestinal	SVRE	Capteurs électromagnétiques	[PEIFER 96]
13	ANGIO Mentor	Simbionix	oui	États Unis	2004	Endovasculaire, cardiologie	SVRE	x	http://www.simbionix.com/
14	GI Mentor	Simbionix	oui	États Unis	1992	Gastroscopie, coloscopie	SVRE	x	http://www.simbionix.com/
15	ExamSIM	METI	oui	États Unis	2004	Gynécologique	SAIV	x	http://www.meti.com/
16	Examen Pelvien	LimbsandThings	oui	Angleterre	?	Gynécologique	SA	x	http://www.limbsandthings.com/uk/index.php
17	Laparoscopiques	INRIA Sophia-Antipolis EPIDAURE	non	France	1996	Hépatique	SVRE	x	[COTIN 96c]
18	Laparoscopiques	Laboratoire de Systèmes Robotiques EPFL	non	Suisse	1997	Laparoscopie	SVRE	x	[BAUMANN 97]

	Simulateur	Laboratoire / Entreprise	Commercialisé	Pays	Année	Spécialité / Domaine	Type de Système	Système de positionnement des instruments	Référence
19	LAP Mentor	Simbionix	oui	États Unis	1992	Laparoscopie Chirurgie Minimalement invasive	SVRE	x	http://www.simbionix.com/
20	Accouchement	Simulaids	oui	États Unis	1993	**Obstétrique**	SA	x	http://www.simulaids.com/
21	Machine à accoucher	Mme du Coudray	non	France	1759	**Obstétrique**	SA	x	[BASEILHAC 03]
22	Accouchement virtuel	INRIA Sophia-Antipolis	non	France	1993	**Obstétrique**	SV	x	[BOISSONNAT 93]
23	Accouchement avec retour d'effort	Laboratoire Systèmes Complexes - Évry	non	France	2003	**Obstétrique**	SVRE	x	[DEVINE 03]
24	Interactive Birth Simulator	DELSIM	oui	Israël	?	**Obstétrique**	SVRE	x	http://www.incubators.org.il/
25	Dynamic Childbirth Simulator	University of Kentucky Research Foundation-Lexington	?	États Unis	1974	**Obstétrique**	SAIV	x	[KNAPP 74]
26	Sholder dystocia birth model (SDBM)	University of Delaware-Newark	non	États Unis	1995	**Obstétrique**	SAIV	x	[ALLEN 95]
27	Noelle	Gaumard	oui	États Unis	?	**Obstétrique**	SAIV	x	[GAUMARD 04]
28	Geburtensimulator	Automatic Control Laboratory (Zurich)	non	Suisse	2003	**Obstétrique**	SAIV	x	[RIENER 03]

	Simulateur	Laboratoire / Entreprise	Commercialisé	Pays	Année	Spécialité / Domaine	Type de Système	Système de positionnement des instruments	Référence
29	Implants dentaire	École de Mines de PAris	?	France	2001	Odontologie	SAIV	x	[DUTREUIL 01].
30	Pix Eyes	SIMEDGE	oui	France	1999	Ophtalmologique	SVRE	x	http://www.simedge.com/
31	Chirurgie de l'œil	GIT/MCG	non	États Unis	1992	Ophtalmologique	SV	Capteurs électromagnétiques	[McKEOWN 92]
32	Orthopédiques	EPFL	non	Suisse	2002	Orthopédique	SVRE	x	[ROCHAT 02]
33	AccuTouch® Endovascular Simulator	Immersion	oui	États Unis	2001	Procédures endovasculaire	SVRE	x	http://www.immersion.com/medical/
34	CathSim® Vascular Access Simulator	Immersion	oui	États Unis	2001	Procédures intraveineuses	SVRE	x	http://www.immersion.com/medical/
35	PERC Mentor	Simbionix	oui	États Unis	1992	Radiologie et urologie.	SVRE	x	http://www.simbionix.com/
36	Universal Patient Simulator	Laerdal	oui	Norvège	x	Réanimation 1er Secours	SAIV	x	http://www.laerdal.com/simman/simman.htm
37	Human Patient Simulato	METI	oui	États Unis	x	Réanimation 1er Secours	SAIV	x	http://www.meti.com/

Annexe F : Propriétés mécaniques des matériaux

Nous rappelons succinctement quelques définitions et notions du comportement mécaniques des matériaux – au sens large : biomécanique, rhéologie et tribologie.

F.1 Champ de déplacement

On définint le **champ de déplacement** noté u, d'un corps C ; comme étant la variation de position p de chaque particule élémentaire de matière par rapport à sa position de repos p_0 (position dans laquelle aucune force n'est appliquée à l'objet). Considérant un repère Galiléen fixe, on définit donc en chaque point et à chaque instant, le vecteur :

$$u = p - p_0 \tag{1}$$

F.2 Déformations

Si on considère un élément linéique, de surface ou de volume du corps C, le mouvement de déplacement induit un changement de configuration de cet élément, mesuré par un **tenseur[1] de déformation** ε : dilatation linéique, surfacique, volumique ou variation d'angle. Ce tenseur permet d'exprimer l'élongation ; le cisaillement, la compression ou la dilatation exercés sur l'élément. Par définition, ce tenseur est sans dimension.

Les deux principaux tenseurs sont celui de Euler-Almansi et celui de Green-Lagrange ; ce sont tous deux des tenseurs du second d'ordre et leur différence tient au repère utilisé pour calculer les dérivées spatiales : dans le tenseur d'Almansi, la description est du type Eulérienne (les dérivées sons calculés par rapport à un repère fixe) alors que celui de Green est lié à la description Langrangienne (les dérivées sont exprimés dans un repère lié au solide considéré) [DUCHEMIN 02]. Lorsqu'on limite se limite aux termes de premier ordre de ces deux tenseurs, on se place dans les hypothèses des petites déformations et l'on obtient le tenseur de Cauchy.

Comme exemple, prenons une éprouvette le longueur initiale L_0 et réalisons un essai uni-axial en traction (déformation en extension), nous pouvons définir les déformations suivantes (figure F.1) :

[1] Un tenseur T d'ordre p est une application p-linéaire d'un produit de p espaces E dans IR. Par exemple, l'opérateur produit scalaire : $\{x, y\} \in E^2 \rightarrow x \cdot y \in IR$ est un tenseur d'ordre 2.

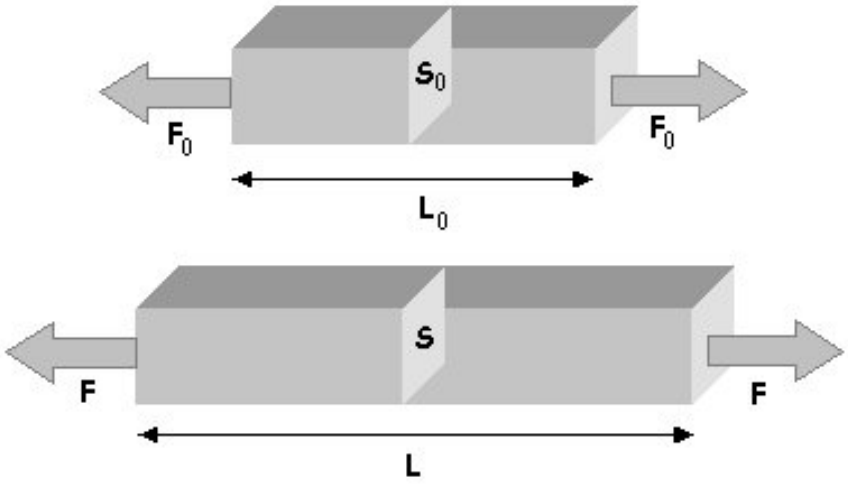


Figure F.1 *- Essai de traction sur une éprouvette.*

- la déformation de Cauchy ou déformation linéaire est donne par la relation suivante :

$$\varepsilon_c = \frac{L - L_0}{L_0} = \lambda - 1 \tag{2}$$

où $\lambda = \frac{L}{L_0}$ est le taux d'élongation.

- la déformation logarithmique (ou déformation de Henky encore appelé déformation vraie) est donné par la relation :

$$\varepsilon_H = \int_{L_0}^{L} \frac{dl}{l} = \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) = \ln(1+\varepsilon_c) \approx \varepsilon_c - \frac{1}{2}\varepsilon_c^2 + \ldots \tag{3}$$

- la déformation de Almansi-Euler dans laquelle les termes dérivés sont du second ordre et donc la longueur de référence est la longueur finale :

$$\varepsilon_A = \frac{L^2 - L_0^2}{2L^2} = \frac{1}{2}\left(1 - \frac{1}{(\varepsilon_c + 1)^2}\right) \tag{4}$$

- la déformation de Green-Lagrange dans laquelle les termes dérivés sont du second ordre et donc la longueur de référence est la longueur initiale :

$$\varepsilon_G = \frac{L^2 - L_0^2}{2L_0^2} = \varepsilon_c + \frac{1}{2}\varepsilon_c^2 \tag{5}$$

Dans l'hypothèse de petites déformations, la valeur de ε_c est faible devant 1 (de l'ordre de 10^{-3}) alors toutes les déformations définies précédemment sont équivalents :

$$\varepsilon_c \equiv \varepsilon_H \equiv \varepsilon_A \equiv \varepsilon_G \tag{6}$$

F.3 Contraintes

L'effet des forces externes appliquées sur le corps C et les répartitions des forces internes sont mesurés à l'aide du **tenseur de contrainte** σ.

De même que pour les tenseurs de déformations ; il existe plusieurs manières de définir un tenseur de contraintes, les plus connues étant le tenseur des contraintes de Cauchy, le premier tenseur de Piola-Kirchhoff et le second tenseur de Piola-Kirchhoff. Ils sont aussi équivalents comme a été dit dans le paragraphe précédent. Pour exemplifier, reprenons l'exemple en traction d'une éprouvette de matière, de longueur initiale L_0 :

- la contrainte de Cauchy est définie comme étant le rapport de l'effort exercé à la section déformée :

$$\sigma_c = \sigma = \frac{F}{S} \tag{7}$$

L'étude des lois de comportement des matériaux se réduit alors aux différentes relations et transformations régissant les quatre grandeurs physiques suivantes : force, déplacement, contrainte et déformation.

F.4 Classification des matériaux

Le comportement mécanique des matériaux peut être largement décrit en fonction des propriétés qui gouverne sa déformation et da fracture. On dit que le comportement est **ductile** s'il déforme sous l'effet d'une sollicitation mécanique et **fragile** s'il brise sous l'effet de contrainte.

Le *comportement élastique* traduit l'aptitude du matériau à retrouver sa forme initiale une fois la contrainte supprimée (la déformation est récupérable) [COUARRAZE 00].

Le *comportement plastique* apparaît lorsque l'effet de la déformation n'est pas réversible. Après suppression de la contrainte, il subsiste une déformation résiduelle.

Le *comportement visqueux* traduit le fait que l'évolution de la contrainte au cours du temps dépend de la vitesse de la contrainte.

Plusieurs types d'essais sont mis en places pour déterminer le comportement des matériaux, selon la direction de la contrainte et son signe, on différencie ces essais selon les terminologies classiques suivantes (figure F.2) :

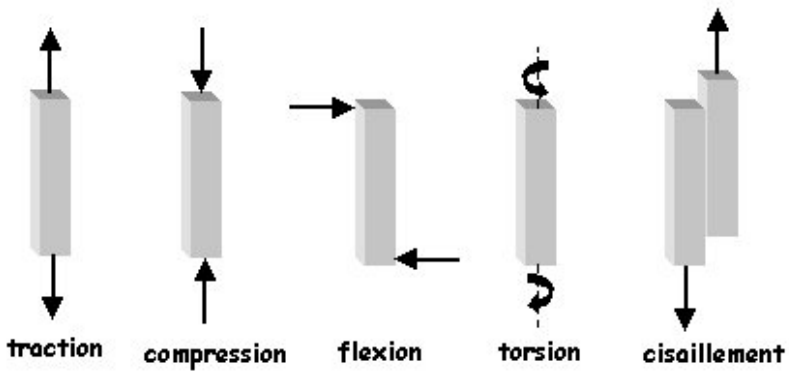


Figure F.2 - *Essais d'identification des comportements des matériaux.*

- traction/extension : la contrainte tend à allonger l'éprouvette ;
- compression : la contrainte tend à comprimer l'éprouvette ;
- flexion : la contrainte est appliquée transversalement à l'éprouvette ;
- torsion : un couple de torsion est appliqué sur les flancs de l'éprouvette ;
- cisaillement : les couches de matière subissent un déplacement relatif de l'une par rapport à l'autre.

En fonction des essais les paramètres fondamentaux des propriétés mécaniques des matériaux peuvent être déterminés expérimentalement. En élasticité linéaire par exemple, le module de Young ainsi que le coefficient de Poisson du matériau sont calculés à l'aide de la courbe en traction ou en compression d'un essai uni-axial sur éprouvette. Par exemple les travaux de McElhaney [McELHANEY 70] et Wood [WOOD 71] sur la caractérisation des propriétés des os du crâne ou alors Hirsch qui a étudié les propriétés de l'os du fémur d'enfant [HIRSCH 65].

Nous venons d'exposer quelques rappels de la mécanique, pour continuer notre démarche pour la modélisation du crâne, du bassin et du forceps, nous décrirons brièvement la méthode des éléments finis largement utilisé dans la simulation d'opérations médicales ainsi que dans la modélisation biomécanique comme par exemple ; la modélisation du crâne humain [RUAN 94] [REMMLER 98], la modélisation des muscles du bassin [JANDA 03], ou la modélisation des tissus mous [WU 04].

F.5 Méthode des éléments finis

Le principe fondamental de cette méthode consiste à remplacer une structure continue par une structure décompose en éléments géométriquement simples, chaque élément étant d'écrit par un ensemble de nœuds. On passe ainsi d'un problème continu, qu'on ne sait pas résoudre, à un problème discret qu'on peut résoudre par des techniques de calcul matriciel et d'approximation numérique.

Il est possible d'utiliser divers types d'éléments en fonction de la structure de l'objet étudie : éléments 2D (triangle à trois nœuds, quadrilatère à quatre nœuds), éléments 3D (tétraèdre à quatre nœuds, cube à huit nœuds, etc.). Les éléments composant le solide sont interconnectes au niveau des nœuds appartenant à plusieurs éléments. Par exemple, on peut considérer le cas d'une barre en deux dimensions, modélisée à l'aide de quatre éléments de type quadrilatère (figure F.3):

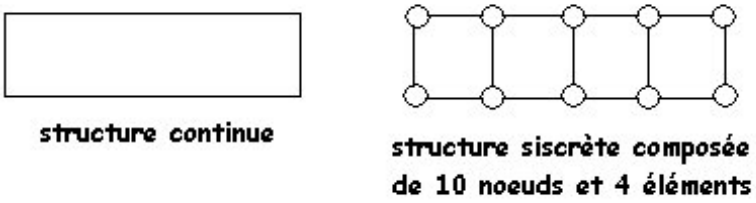


Figure F.3 *- Barre 2D.*

Le calcul par éléments finis permet de déterminer les contraintes et les déplacements pour tous les nœuds préalablement définitifs sur le modèle.

Annexe G : Simulation des efforts symétriques et asymétriques sur le modèle en éléments finis (MEF) du crâne

L'étude et la modélisation des tissus très déformables sont largement abordés dans le publications de biomécaniques. La complexité de leur comportement fait qu'il est parfois nécessaire de prendre en compte certaines données biologiques pour en synthétiser des modèles physiques adaptés [AGACHE 00].

Quelques auteurs travaillent sur la modélisation et le comportement du crâne pendant l'accouchement, Lapper par exemple a modéliser le crâne du nouveau-né et a simulé les déformations provoqués pendant la premier partie de l'accouchement [LAPEER 01], Melchert étudie les déformations provoqués par le crâne sur le bassin [MELCHERT 95], et McPherson a étudié les déformations sur l'os pariétal avec un modèle en éléments finis [McPHERSON 80a].

L'os du crâne fœtal est composé d'un matériel très mince et fortement incurvé avec une configuration distinctement orientée dans les sens de fibres. Ainsi, se présente-t-il des problèmes pour déterminer les propriétés mécaniques du matériel. Un autre point très important est la détermination du module d'élasticité.

Les propriétés mécaniques des os du crâne varient beaucoup selon les auteurs, cette variation est due l'âge des os du crâne fœtal ainsi que mes méthodes pour déterminer les propriétés. Les auteurs adoptent que les modèles des matériaux des os du crâne sont homogènes, isotropes, et élastiques. Le module de Young peut prendre des valeurs qui varient entre; 3.86 Gpa [McPHERSON 80b], 1.7 - 3.3 Gpa [JANS 98] 0.88 Gpa [THIBAULT 99]. Le coefficient de Poisson est généralement de l'ordre de 0,22 [LAPEER 01].

Nous avons utilisé le modèle polygonal développé à partir du logiciel AMIRA. Ensuite nous avons reconstruit le modèle en grille tétraédrique (figure G.1) et par la suite un maillage en élément fini est réalisé sur le modèle afin de pouvoir l'exporter sur un logiciel de calcul en éléments finis (Abaqus). Après plusieurs essais nous avons déterminer que les meilleurs modèles polygonaux qui seraient utilisés pour faire la conversion en grille tétraédrique avaient entre 30.000 et 40.000 facettes triangulaires.

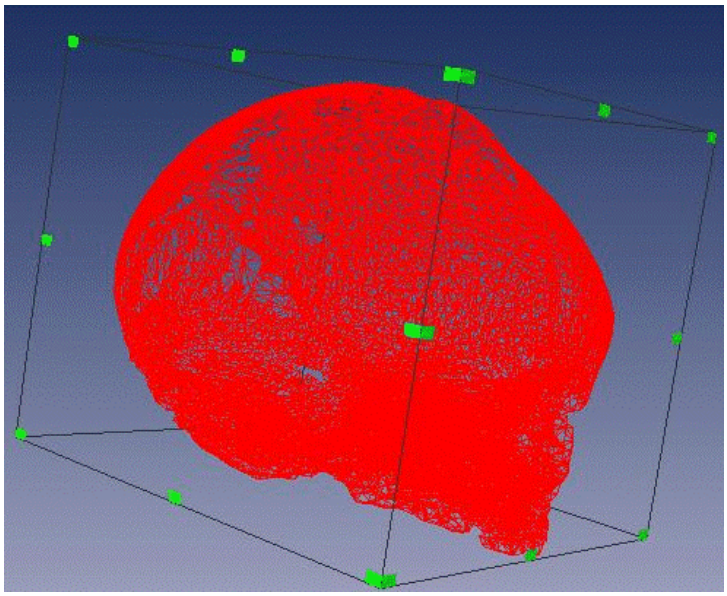


Figure G.1 **-** Modèle en grille tétraédrique utilisé pour l'exportation en éléments finis.

Lorsque la structure est entièrement maillée, nous mettons les conditions limites sur certains nœuds, comme par exemple bloquer certains quelques nœuds pour assurer le iso statisme de la structure, puis nous appliquons des efforts, des moments, des pressions ou des températures sur la structure. Après avoir finir cette étape nous lançons le calcul.

L'objectif de cette simulation est de pouvoir valider notre modèle en éléments finis du crâne avec l'application des efforts de manière symétrique et asymétrique.

Simulation sur Abaqus sur les modèles de crâne sans et avec suture.

Les essais de simulation sur le crâne fœtale ont été fait dans le but de valider le M.E.F. du crâne. Ce modèle a été réalisé à partir des coupes scanner et après maillage sur le logiciel AMIRA.

Nous avons réalisé 3 différents essais, sur chaque essai nous appliquons des efforts directement sur le crâne fœtal. Nous admettons que le M.E.F. du crâne a un comportement élastique (isotrope, homogène), les simulations sont faites en statique, par rapport aux conditions limites, nous avons mis une liaison encastrée sur le cou du modèle du crâne et nous adoptons que le modèle est soumis a des petites déformations.

G.1 Application des efforts sur le modèle en E.F du crâne sans suture.

Le premier modèle validé sur Abaqus a été le crâne modélisé sans suture, ce teste nous a permis de valider la conversion du fichier AMIRA sur ABAQUS. La simulation avait les paramètres suivants :

- module de Young : 4 GPa ;
- coefficient de Poisson : 0.28 ;
- pression appliquée : 30 kPa ;
- durée de la simulation : 1s.

Dans la figure G.2, nous montrons les résultats d'une force appliquée sur l'os frontal gauche du crâne du nouveau né, les résultats sont affichés en fonction des contraintes de Von Mises. Le critère de Von Mises prend en compte l'énergie qui provoque les déformations de cisaillement sur un solide déterminé. Le modèle utilise des propriétés mécaniques de l'os du crâne fourni par les référence citées ci-dessus. Le modèle se déforme de manière régulière et quantifiable.

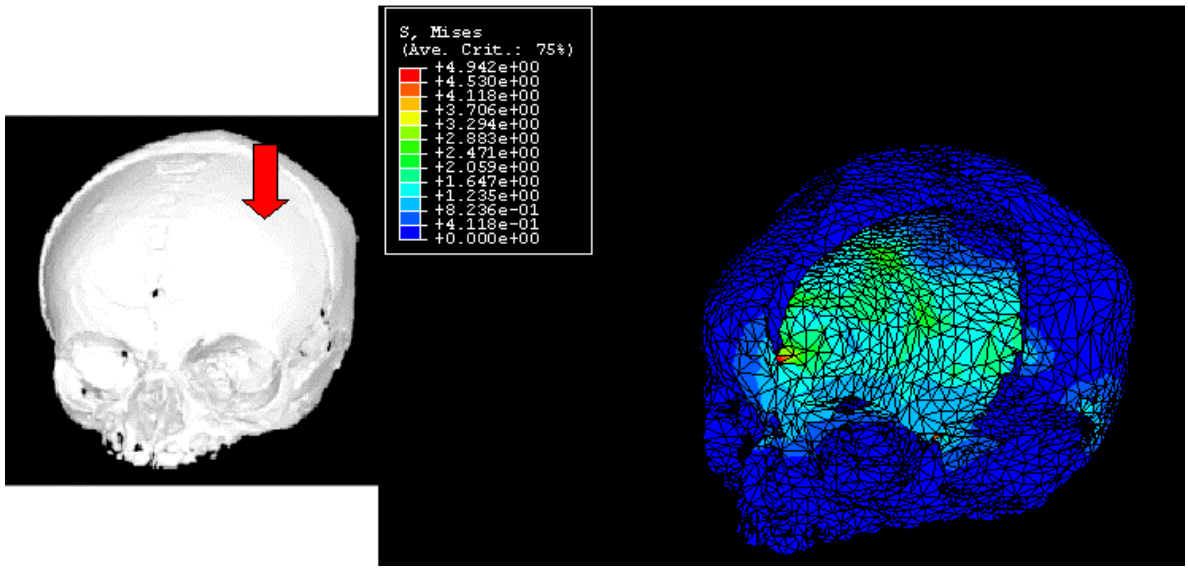


Figure G.2 - *Contraintes de Von Mises sur le crâne sans les sutures.*

G.2 Application des efforts symétriques sur le modèle en E.F du crâne avec suture.

Le modèle a était exporter directement d'AMIRA, nous avons mis le même module de Young pour les os et pour les sutures pour la validation du modèle. Ce que ne correspond pas vraiment la réalité. La simulation avait les paramètres suivants :

- module de Young : 4 GPa ;
- coefficient de Poisson : 0.28 ;
- pression appliquée : 100 kPa ;
- durée de la simulation : 1s.

La figure G.3 nous montre les résultat pour une application des efforts symétriques sur le crâne fatale. Les déformations sont plus importantes sur la partie inférieur du crâne, et autour du cou.

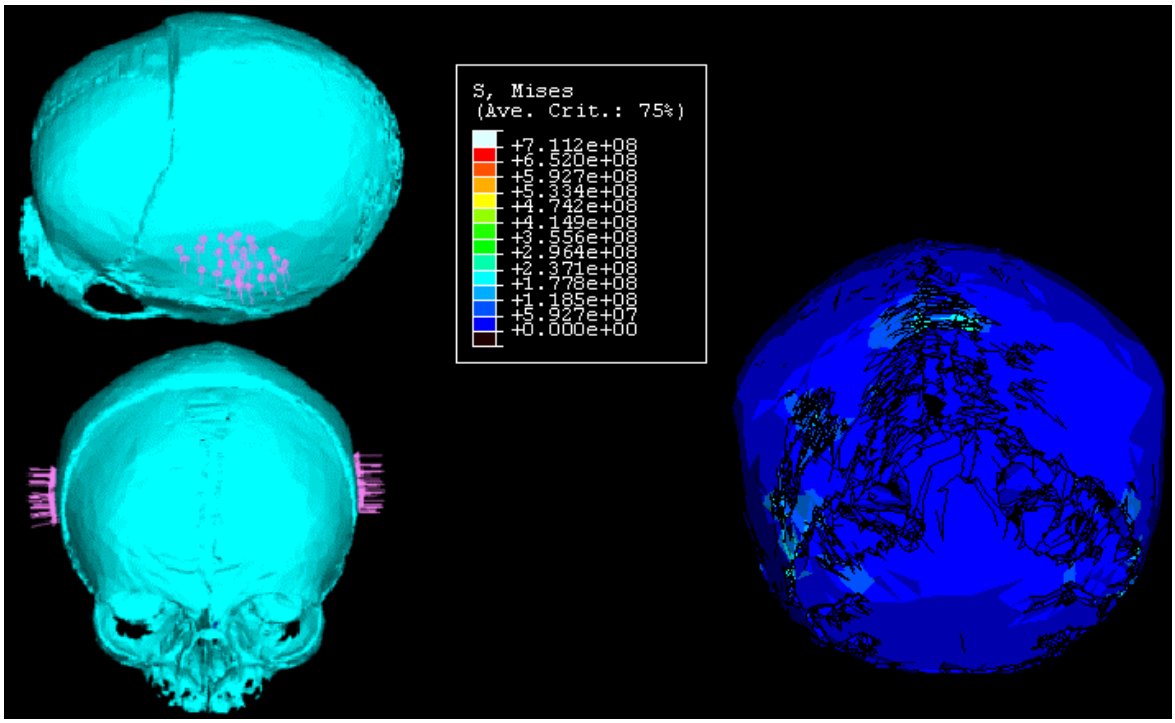


Figure G.3 *- Efforts appliqués de manière symétrique sur le crâne avec suture.*

G.3 Application des efforts asymétriques sur le modèle en E.F du crâne avec suture.

Nous avons utilisé le même modèle et les mêmes paramètres de simulation que pour le modèle précédent mais avec une application asymétrique des forces, cas d'une mauvaise application du forceps pendant l'accouchement.

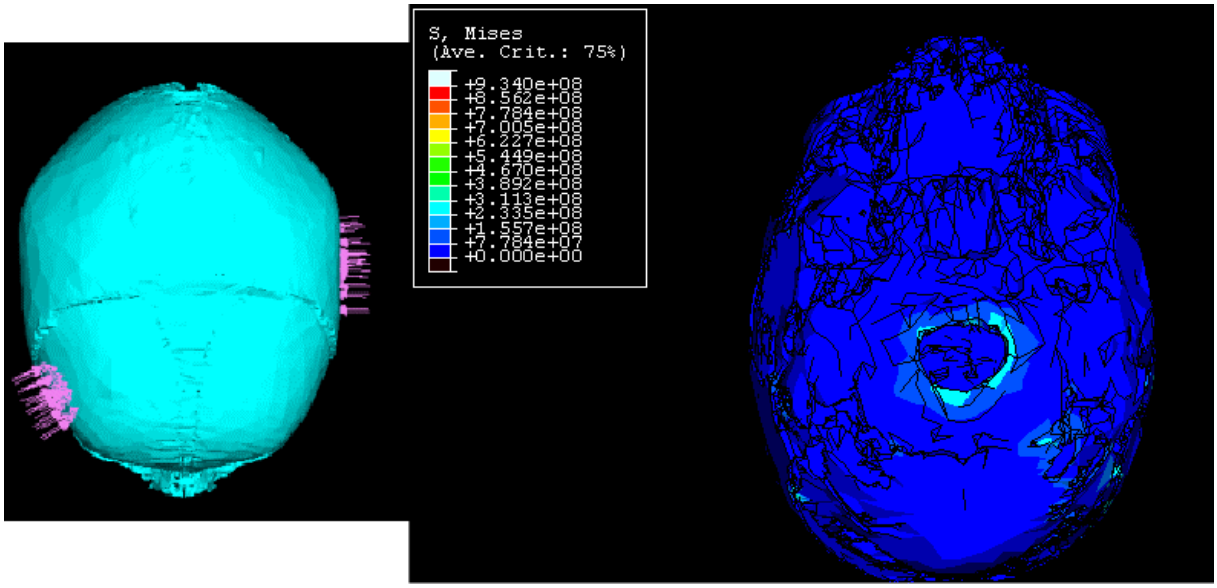


Figure G.4 *- Efforts appliqués de manière asymétrique sur le crâne avec suture.*

La figure G.4, nous montre que les déformations sont plus importante dans la partie inférieure du crâne. Nous avons remarque également que le crâne s'incline du côté de la direction de la force oblique, nous avons aussi observés des déformations inégales autour du cou.

Annexe H : Reconstruction 3D du crâne fœtale avec la méthode du maillage direct.

Maillage Direct

Protocole de reconstruction 3D

Le modèle a été construit à partir des images scanner en format DICOM (format standard médical), toutes les images ont été filtrées avec le filtre « head and neck » (logiciel e-film). Ensuite 99 coupes correspondant au crâne du fœtus (figure H.1) a été segmentée et binarisée et transformés en format .BMP (bitmap), les coupes ont une résolution de 0.345 millimètres par pixel pour l'image de 256 x 256 pixel.

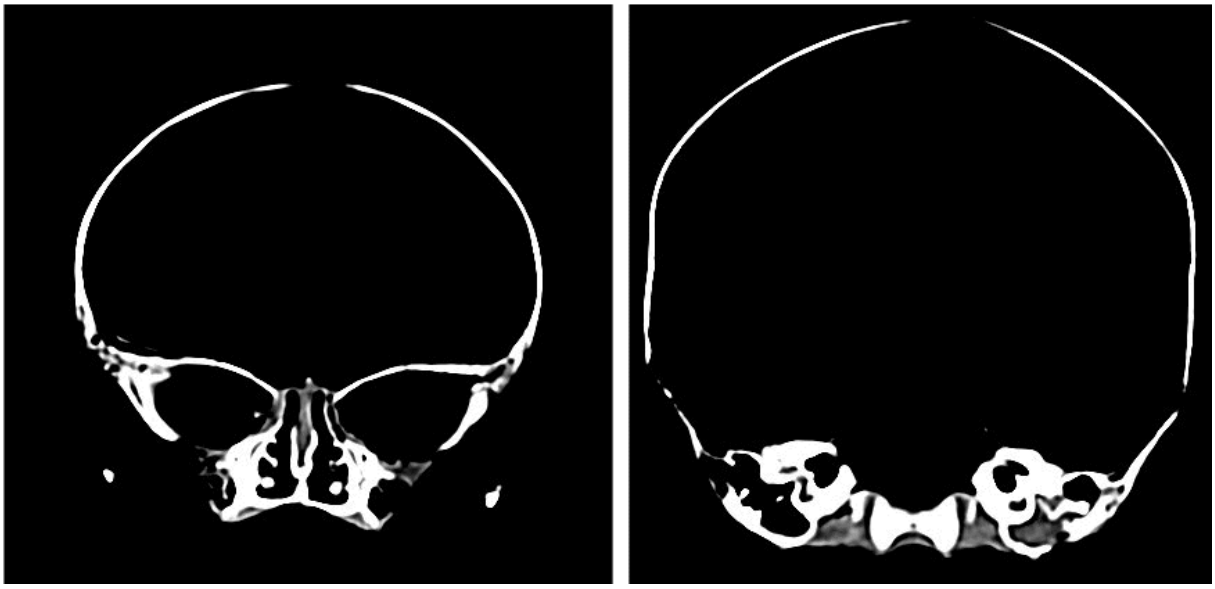


Figure H.1 - *Coupes scanner du crâne fœtale avec filtre osseux.*

Les coupes provenant du format DICOM ont un niveau de gris avec 8 bits, nous réalisons une binarisation de chaque coupe. La figure H.2, nous montre le résultat de cette binarisation sur une coupe, la coupe de gauche avec les niveaux de gris et la coupe de droite après la binarisation.

Nus utilisons les pixels de chaque coupe pour déterminer les coordonnées des points et ensuite avec cette technique nous reconstruisons le modèle du crâne avec des éléments en brique (dimensions 1 x 0.34 x 0.34 mm). Le modèle représenté sur la figure E.3 est une

représentation de la tête fœtale. Le maillage en éléments finis a été produit par un logiciel de maillage. Ce modèle contient 196 951 éléments.

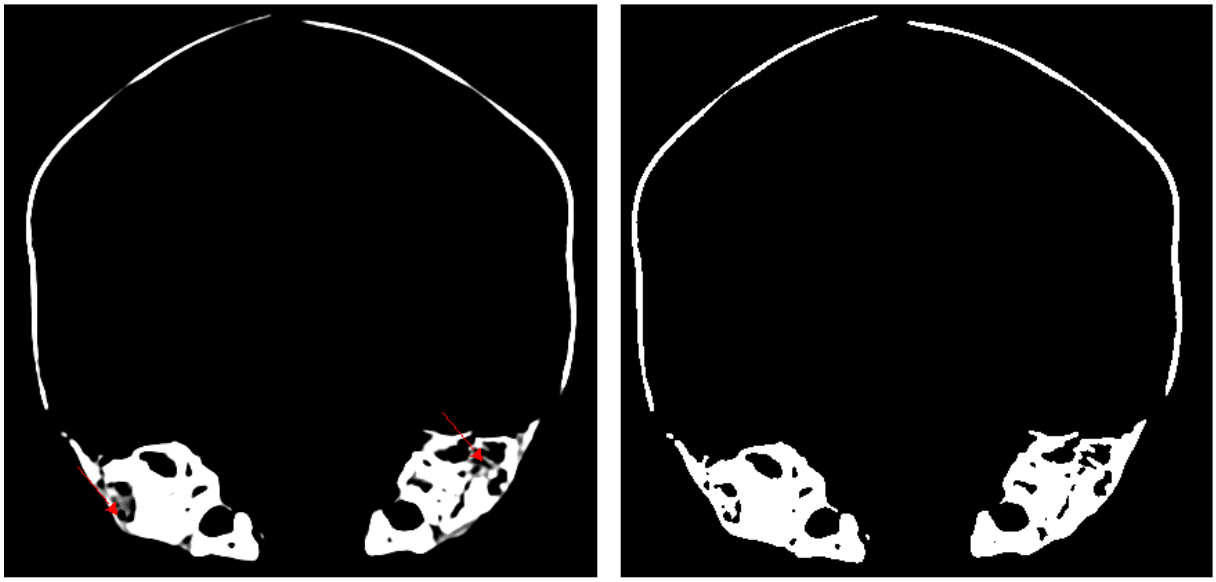


Figure H.2- *Résultat de la binarisation.*

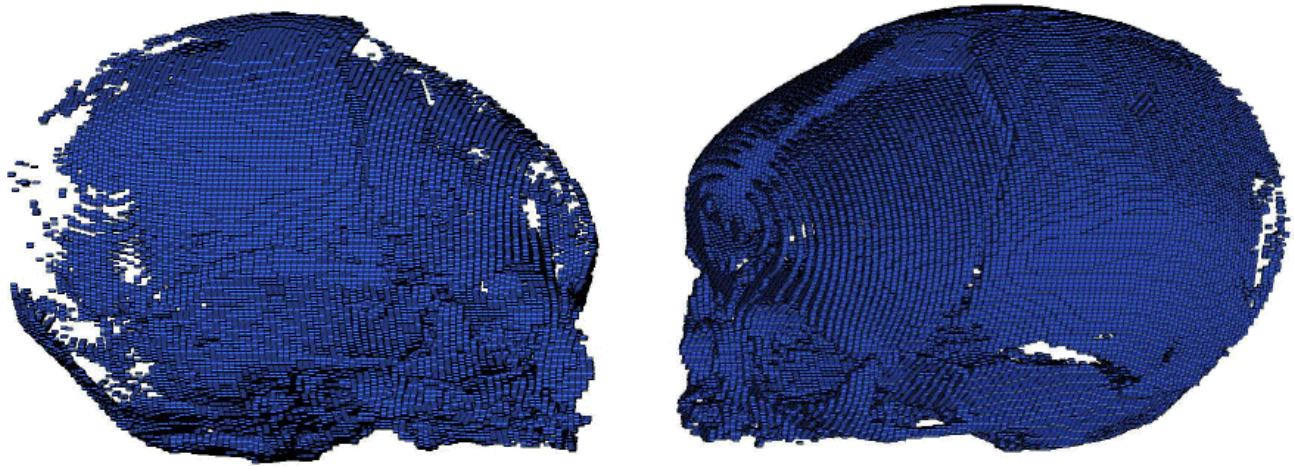


Figure H.3 - *Modèle du crâne en 3D avec maillage direct.*

Ce modèle en maillage permet de valider une méthode de reconstruction en éléments finis. Mais ces modèles ne sont pas satisfaisant dû au grand d'éléments et les modèles montrent aussi des discontinuités dû aux sutures et aux fontanelles. C'est pour cela que nous trouvons des régions sans éléments.

Annexe I : Reconstruction 3D du crâne avec la méthode des lignes moyennes.

Protocole de reconstruction 3D

Cette méthode utilise toutes les coupes scanner qui ont été binarisées, et sur chaque coupe nous traçons des lignes moyennes entre chaque os (figure I.1).

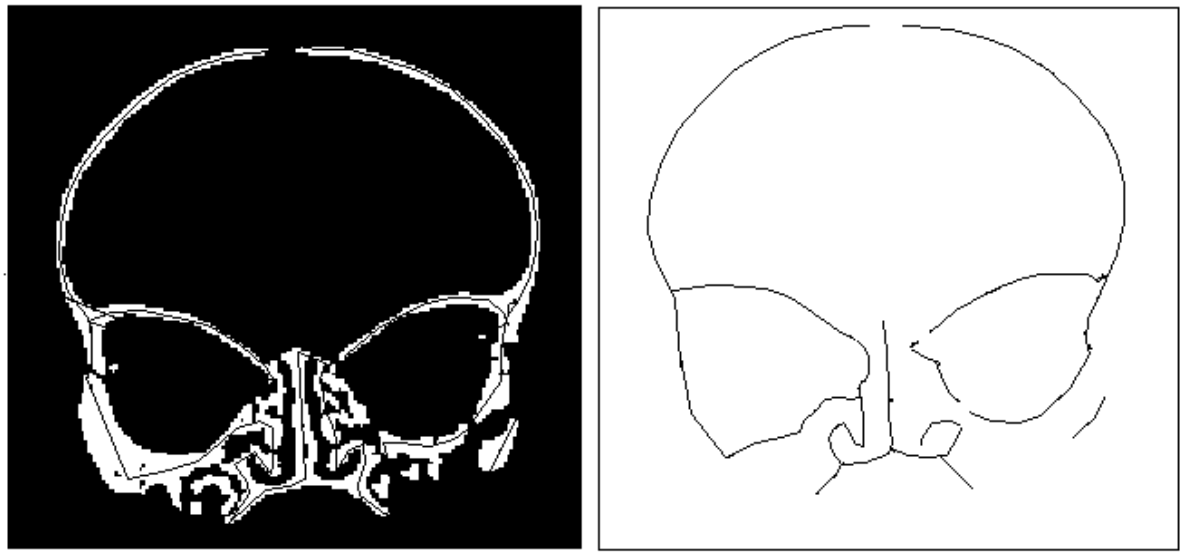


Figure I.1 *- Exemple du résultat du tracé d'une ligne moyenne sur une coupe.*

Ensuite nous utilisons un logiciel de CAO pour faire l'empilement de chaque coupe avec ses lignes moyennes du crâne du fœtus (figure I.2). Après l'empilement de chaque coupe nous réalisons un reconstruction surfacique du crâne (figure I.3).

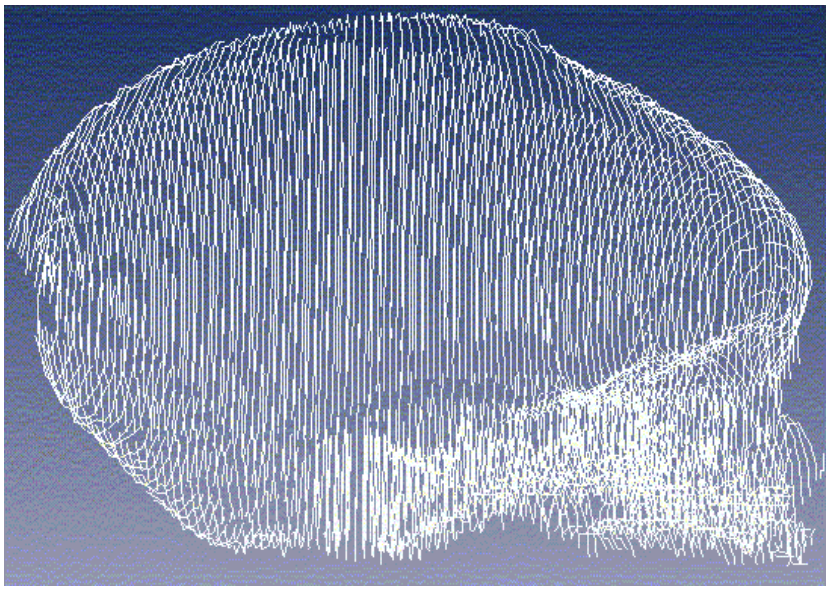


Figure I.2 - *Empilement de chaque coupe avec ligne moyenne.*

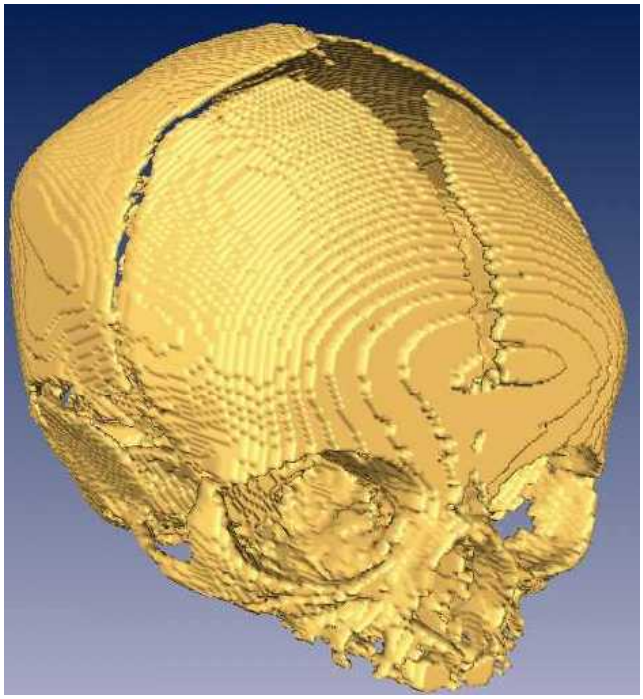


Figure I.3 - *Modèle avec la reconstruction de la surface moyenne.*

La méthode de reconstruction en 3D à partir des lignes moyennes a donné des bons résultats pour la reconstruction en 3D de la géométrie crânienne et elle pourrait être utiliser pour la partie réalité virtuelle du BirthSIM.